

Aus dem Zentrum für Notfallmedizin
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
Leiter: Prof. Dr. med. Clemens Kill

Einfluss der manuellen Thoraxkompression auf
Beatmungsparameter der maschinellen Ventilation bei der
kardiopulmonalen Reanimation im Simulationsmodell

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Tillmann Raphael Nicolas Speer
aus Berlin

Marburg, 2018

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:

19.04.2018

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

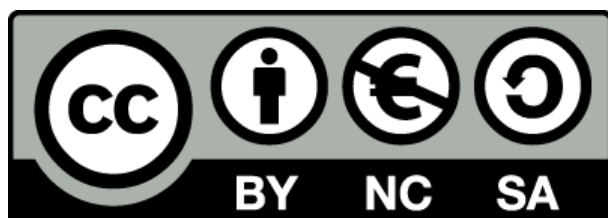
Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr Prof. Dr. C. Kill

1. Korreferent: Herr Prof. Dr. B. Schieffer

Originaldokument gespeichert auf dem Publikationsserver der
Philipps-Universität Marburg

<https://archiv.ub.uni-marburg.de/ubfind/>



Dieses Werk ist lizenziert unter einer Creative Commons Namensnennung
– Nicht-kommerziell –
Weitergabe unter gleichen Bedingungen 3.0 Deutschland Lizenz
(CC BY-NC-SA 3.0 DE).

Die vollständige Lizenz finden Sie unter:
<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/de/>

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	vii
Tabellenverzeichnis	ix
Abkürzungsverzeichnis	x
1 Einleitung	1
1.1 Geschichte der Reanimation	1
1.2 Leitlinienprozess	3
1.3 Epidemiologie	4
1.4 Pathophysiologie	6
1.5 Reanimationsmaßnahmen	7
1.5.1 Thoraxkompression	8
1.5.2 Beatmung	10
1.6 Stand der Forschung	13
1.6.1 Perfusion während der Reanimation	13
1.6.2 Intrathorakaler Druck	16
1.7 Fragestellung	21
2 Material und Methoden	22
2.1 Versuchsaufbau	22
2.1.1 Simulationsmodell	22
2.1.2 Atemwege und Beatmung	25
2.1.3 Flow- und Drucksensor	26
2.1.4 Sensoren zur Erfassung der manuellen Thoraxkompressionen	27
2.2 Variablen	28
2.2.1 Unabhängige Variable	28
2.2.2 Abhängige Variablen	28

Inhaltsverzeichnis

2.3	Studienteilnehmende	29
2.3.1	Einschlusskriterien	29
2.3.2	Ausschlusskriterien	30
2.4	Versuchsdurchführung	30
2.4.1	Zeitpunkt und Ort der Datenerhebungen	30
2.4.2	Ablauf der Datenerhebung	30
2.5	Kontrollmaßnahmen	33
2.5.1	Konstanthalten der Untersuchungsbedingungen	33
2.5.2	Minimierung möglicher Störfaktoren	34
2.5.3	Verblindung	34
2.5.4	Ausbalancieren der Reihenfolge der Beatmungsmuster	34
2.5.5	Randomisieren der Probanden zu den Reihenfolgen	36
2.5.6	Datenschutz	36
2.5.7	Objektivierung der Auswertung	37
2.6	Datenauswertung	37
2.6.1	Hauptzielparameter	39
2.6.2	Nebenzielparameter	42
2.7	Statistische Verfahren	43
2.7.1	Statistische Auswertung	43
2.7.2	Fallzahlberechnung	45
2.8	Ethik	46
3	Ergebnisse	47
3.1	Beschreibung der Stichprobe	47
3.2	Auswertung der Hauptzielparameter	50
3.2.1	Deskriptive Statistik	50
3.2.2	Statistische Hypothesenprüfung	57
3.3	Auswertung der Nebenzielparameter	60
3.3.1	Thoraxkompressionstiefe	60
3.3.2	Frequenz	63
3.4	Weitere Beobachtungen	66
3.4.1	Ergänzende Messwerte	66

Inhaltsverzeichnis

3.4.2	Subjektive Störung bei der Durchführung der manuellen Thoraxkompression durch die maschinelle Beatmung	66
3.5	Zusammenfassung der wesentlichen Ergebnisse	68
4	Diskussion	69
4.1	Ergebniszusammenfassung und Beantwortung der Forschungsfrage .	69
4.2	Sachstand der Literatur	70
4.2.1	Passive Ventilation	70
4.2.2	Kontinuierlicher positiver Atemwegsdruck	72
4.2.3	Kardiocerebrale Reanimation	73
4.2.4	Positive Druckbeatmung	73
4.2.5	Aktive Kompressions-Dekompressions-Reanimation	75
4.2.6	Impedanzventil	76
4.2.7	Art des Beatmungsmusters	77
4.3	Eigene Ergebnisse im Kontext der Literatur	79
4.4	Limitationen der eigenen Untersuchung	80
4.4.1	Material	80
4.4.2	Methoden	83
4.5	Erkenntnisgewinn und Ausblick	85
5	Zusammenfassung	86
6	Abstract	88
7	Anhang	90
7.1	Checklisten	90
7.1.1	Versuchsaufbau	91
7.1.2	Proband	92
7.2	Fragebogen	93
7.2.1	Seite 1	94
7.2.2	Seite 2	95
7.3	Appendix	96
7.3.1	Tabellarischer Lebenslauf	97
7.3.2	Verzeichnis der akademischen Lehrer	99

Inhaltsverzeichnis

7.3.3	Danksagung	104
7.3.4	Ehrenwörtliche Erklärung	105
	Literaturverzeichnis	107

Abbildungsverzeichnis

1.1	Druck-Zeit-, Flow-Zeit- und Volumen-Zeit-Diagramm bei Intermittent Positive Pressure Ventilation (IPPV)	11
1.2	Druck-Zeit-, Flow-Zeit- und Volumen-Zeit-Diagramm bei BiLevel-Ventilation (BiLevel)	12
1.3	Schematische Darstellung des Herzpumpenmechanismus	14
1.4	Schematische Darstellung des Thoraxpumpenmechanismus	15
1.5	Funktionsweise der Chest Compression Synchronised Ventilation (CCSV)	19
2.1	Dehnbarkeit der Simulatorlunge, Beatmung unter Laborbedingungen	24
2.2	Sensorfeld „corPatch CPR“	27
2.3	Schematische Abbildung zu Versuchsaufbau und -durchführung . . .	31
2.4	Allgemeine Reihenfolge der Beatmungsmuster	32
2.5	Reihenfolge A der Beatmungsmuster	35
2.6	Reihenfolge B der Beatmungsmuster	35
2.7	Reihenfolge C der Beatmungsmuster	35
2.8	Reihenfolge D der Beatmungsmuster	35
2.9	Reihenfolge E der Beatmungsmuster	36
2.10	Reihenfolge F der Beatmungsmuster	36
2.11	Graphische Darstellung der Messdaten	38
2.12	Auswertung des Tidalvolumens (V_t) bei IPPV	39
2.13	Auswertung des Inspirationsdrucks (p_{insp}) bei BiLevel	40
2.14	Auswertung des Inspirationsdrucks (p_{insp}) bei CCSV	41
2.15	Auswertung der Drucktiefe und der Frequenz der manuellen Thoraxkompressionen	42
3.1	Beschreibung der Stichprobe: Geschlechterverteilung	47
3.2	Beschreibung der Stichprobe: Berufserfahrung im Rettungsdienst . .	48

Abbildungsverzeichnis

3.3	Beschreibung der Stichprobe: Anzahl der Reanimationen	49
3.4	Beschreibung der Stichprobe: Erfahrung mit Reanimationen	49
3.5	Gemessene Werte des Tidalvolumens (V_t) bei IPPV	51
3.6	Gemessene Werte des Inspirationsdrucks (p_{insp}) bei BiLevel	52
3.7	Gemessene Werte des Inspirationsdrucks (p_{insp}) bei Chest Compression Synchronised Ventilation (CCSV)	53
3.8	Relative Treffer- und Fehlerhäufigkeiten	56
3.9	Relative Häufigkeitsverteilung mit statistischer Signifikanztestung .	59
3.10	Korrelation der Thoraxkompressionstiefe mit V_t bei IPPV	60
3.11	Korrelation der Thoraxkompressionstiefe mit p_{insp} bei BiLevel . . .	61
3.12	Korrelation der Thoraxkompressionstiefe mit p_{insp} bei CCSV	62
3.13	Korrelation der Thoraxkompressionsfrequenz mit V_t bei IPPV . . .	63
3.14	Korrelation der Thoraxkompressionsfrequenz mit p_{insp} bei BiLevel .	64
3.15	Korrelation der Thoraxkompressionsfrequenz mit p_{insp} bei CCSV . .	65
3.16	Subjektive Störung bei der Durchführung der manuellen Thoraxkompressionen durch IPPV	67
3.17	Subjektive Störung bei der Durchführung der manuellen Thoraxkompressionen durch BiLevel	67
3.18	Subjektive Störung bei der Durchführung der manuellen Thoraxkompressionen durch CCSV	68

Tabellenverzeichnis

2.1	Voreingestellte Beatmungsparameter bei IPPV, BiLevel und CCSV	26
2.2	Definition der Hauptzielparameter	28
3.1	Beschreibung der Stichprobe	48
3.2	Deskriptive Statistik: Hauptzielparameter	54
3.3	Anzahl der Treffer und Fehler	54
3.4	Relative Treffer- und Fehlerhäufigkeiten	55
3.5	Ergänzende Messwerte	66

Abkürzungsverzeichnis

ACD	Active Compression Decompression
ALS	Advanced Life Support
AHA	American Heart Association
ASB	Assisted Spontaneous Breathing
BiLevel	BiLevel-Ventilation
BLS	Basic Life Support
BMI	Body-Mass-Index
CC	Chest Compressions
CCSV	Chest Compression Synchronised Ventilation
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
CPR	Cardiopulmonary Resuscitation
EKG	Elektrokardiogramm
ERC	European Resuscitation Council
GRC	German Resuscitation Council
HME	Heat and Moisture Exchanger
I : E	Verhältnis aus Inspiration zu Expiration
ILCOR	International Liaison Committee on Resuscitation
IPPV	Intermittent Positive Pressure Ventilation

Abkürzungsverzeichnis

ITD	Impedance Threshold Device
MAX	Maximum
MED	Median
MIN	Minimum
MW	Mittelwert
KG	Körpergewicht
PEEP	Positive Endexpiratory Pressure
Q1	1. Quartil (= 25 %-Perzentil)
Q2	2. Quartil (= 50 %-Perzentil)
Q3	3. Quartil (= 75 %-Perzentil)
ROSC	Return of Spontaneous Circulation

Mathematisch-physikalische Größen und Einheiten

C	Compliance	[ml/mbar]
C_{dyn}	dynamische Compliance	[ml/mbar]
C_{stat}	statische Compliance	[ml/mbar]
f	Frequenz	[Hz = 1/s]
F_iO_2	Fraktion der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration	[%]
p	Druck	[bar]
p_{max}	Maximaldruck	[mbar]
p_{insp}	Inspirationsdruck	[mbar]
p_{O_2}	Partialdruck des Sauerstoffs	[mmHg]
p_{CO_2}	Partialdruck des Kohlenstoffdioxids	[mmHg]
p_D	Dampfdruck	[mmHg]
r	Korrelationskoeffizient	[-]
T	Temperatur	[°C]
t	Zeit	[s]
t_{insp}	Inspirationszeit	[ms]
t_{exp}	Expirationszeit	[ms]
V	Volumen	[ml]
V_t	Tidalvolumen	[ml]
\dot{V}	Flow, inspiratorischer	[ml/min]

1 Einleitung

In der Bundesrepublik Deutschland werden jedes Jahr ca. 75 000 Reanimationen durchgeführt. Ein Großteil dieser Menschen verstirbt, lediglich ca. 5 000 überleben dieses Ereignis ohne neurologische Folgeschäden [52]. Diese hohe Zahl ist der Grund dafür, dass das Vorgehen des medizinischen Personals in einer solchen Situation seit mehreren Jahrzehnten Gegenstand intensiver Forschung ist. Dies trifft die prä- und die innerklinische Versorgung gleichermaßen.

Die vorliegende Arbeit ist das Ergebnis eines Forschungsprojektes des Zentrums für Notfallmedizin des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg mit Unterstützung von WEINMANN Emergency Medical Technology GmbH + Co. KG (Hamburg, Deutschland), im Rahmen dessen die Beatmung während der Reanimation untersucht wurde. Im Speziellen thematisiert die Untersuchung den Einfluss der manuellen Thoraxkompression auf verschiedene Beatmungsparameter während der maschinellen Ventilation an einem Simulationsmodell.

1.1 Geschichte der Reanimation

Eisenberg (2005) [42] beschreibt die Geschichte der Reanimation, die zu dem heute allgemein akzeptierten und durch internationale Leitlinien, vgl. Kapitel 1.2 auf Seite 3, standardisierten Ablauf der Reanimationsmaßnahmen geführt hat:

Lange Zeit sah man den Tod und die Bewahrung vor diesem als etwas an, das in den Händen Gottes oder seiner Propheten liegt. Aus diesem Grund galt es als nicht statthaft, in diesen Prozess einzugreifen. Im Zuge der Aufklärung, die insgesamt durch eine verstärkte Auseinandersetzung mit den Naturwissenschaften charakterisiert ist, fand hinsichtlich des Umgangs mit Sterbenden ein grundlegender Wandel statt. Man begann nun, sich mit der Frage zu beschäftigen, wie man Menschen vor dem Tod bewahren kann. In den großen europäischen Hafenstädten des 18. Jahrhunderts war das Ertrinken die Hauptursache für ein plötzliches

Versterben. Die Gründungen der „Amsterdam Rescue Society“ im Jahr 1767 und der „Royal Humane Society“ durch William Hawes und Thomas Cogan in London sieben Jahre später verfolgten das Ziel, die Zahl der Ertrinkungstoten zu verringern. Die in dieser Zeit und viele Jahre danach durch vergleichbare Rettungsgesellschaften empfohlenen Maßnahmen, wie z. B. das Rollen der Betroffenen über ein Fass oder das rektale Einfüllen von Tabakrauch, erscheinen jedoch aus heutiger Sicht wenig bis überhaupt nicht hilfreich, zuweilen sogar befremdlich. Dies gilt auch für eine wesentliche Annahme, die wichtige Überlegungen hin zu einer aktiven Beatmung verhinderte: So ging man davon aus, dass der Sauerstoffanteil der Ausatemluft für eine Beatmung zu gering sei. Stattdessen galt eine passive Insufflation von Umgebungsluft für eine adäquate Oxygenierung des Blutes als ausreichend.

Die Mund-zu-Mund-Beatmung ist ein Beispiel für eine aktive Beatmung, die auch von Laien ohne Hilfsmittel durchgeführt werden kann. Bereits seit mehreren Jahrhunderten ist bekannt, dass diese bei der Reanimation von Neugeborenen hilfreich sein kann. Es dauerte jedoch bis zum Jahr 1946, bis diese Maßnahme eine verstärkte Aufmerksamkeit erfuhr. Der Anästhesist James Elam berichtete von einer erfolgreichen Mund-zu-Mund-Beatmung eines Kindes während der Polio-Epidemie in Minneapolis (Minnesota, USA) und stellte diese Jahre später zusammen mit Peter Safar einer breiten Öffentlichkeit vor [43]. Im Jahr 1954 entwickelte der Anästhesist Henning Ruben dann den ersten sich selbst mit Umgebungsluft füllenden Handbeatmungsbeutel, der zehn Jahre später durch die American Medical Association (AMA) als eine der wichtigsten Erfindungen in der Anästhesie der letzten 25 Jahre ausgezeichnet wurde [158].

Die ersten Beschreibungen der manuellen Thoraxkompressionen reichen bis ins Jahr 1868 [59] zurück. Daneben existieren weitere Berichte, die alle der heutigen Durchführung sehr nahe kommen. Diese wurden jedoch weniger mit dem Ziel der Steigerung der Perfusion durchgeführt, sondern eher zur Beatmung. Kouwenhoven et al. (1960) [75] publizierten erstmals eine Studie, die auf tierexperimentellen Erkenntnissen basierte und einen maßgeblichen Einfluss auf die Durchführung der Reanimation zu dieser Zeit ausübte. Noch im gleichen Jahr wurden die beiden Maßnahmen (Mund-zu-Mund-Beatmung und Kompression des Thorax) kombiniert. Nach Eisenberg (1997) [43] gilt ein Treffen von William Kouwenhoven und Peter

Safar im Rahmen einer wissenschaftlichen Veranstaltung der Maryland Medical Society im Jahr 1960, bei dem sie ihre Ergebnisse zur Effektivität der Thoraxkompressionen und der Mund-zu-Mund-Beatmung vorstellten, als die Geburtsstunde der kardiopulmonalen Reanimation nach heutigem Verständnis. Beide Maßnahmen stellen nach wie vor einen integralen Bestandteil der Basismaßnahmen der Reanimation, Basic Life Support (BLS) [112], dar, vgl. Kapitel 1.5 auf Seite 7. Die American Heart Association (AHA) folgte diesen Entwicklungen und führte 1962 den Begriff „Cardiopulmonary Resuscitation“ ein. Wenige Jahre später wurden die ersten Leitlinien zur Reanimation veröffentlicht.

1.2 Leitlinienprozess

Leitlinien zur Durchführung von Reanimationsmaßnahmen stellen einen standardisierten Ablauf sicher und gewährleisten, dass neueste medizinische und wissenschaftlich fundierte Erkenntnisse in die Patientenversorgung einfließen. Auf diese Weise soll im Durchschnitt ein bestmögliches Ergebnis (Outcome) für jeden Einzelnen erreicht werden.

Die ersten Leitlinien dieser Art wurden im Jahr 1966 in den USA veröffentlicht (Statement by the Ad Hoc Committee on Cardiopulmonary Resuscitation of the Division of Medical Sciences, National Academy of Sciences - National Research Council) [97] und in den Jahren danach mehrfach durch die AHA erweitert und aktualisiert [98–100]. In Europa formierte sich im Jahr 1988 der Europäische Rat für Wiederbelebung, European Resuscitation Council (ERC), mit dem Ziel, die Kontroversen rund um die Reanimation multidisziplinär und unabhängig zu diskutieren [18]. Zur Verknüpfung und zum Austausch der in diesen Jahren bestehenden unterschiedlichen Reanimationsgesellschaften wurde im Jahr 1992 das International Liaison Committee on Resuscitation (ILCOR) gegründet [64]. In diesem Verbund sind seitdem folgende Gesellschaften enthalten: American Heart Association (AHA), European Resuscitation Council (ERC), Heart and Stroke Foundation of Canada (HSFC), Australian and New Zealand Committee on Resuscitation (ANZCOR), Resuscitation Council of Asia (RCA), Inter American Heart Foundation (IAHF) und Resuscitation Council of Southern Africa (RCSA). Seit dem Jahr 2000 veröffentlicht das ILCOR in regelmäßigen

Abständen evidenzbasierte Leitlinien zur Reanimation, die die Grundlage für die Erstellung der Leitlinien der regionalen Reanimationsgesellschaften bilden. Zuletzt erschien im Jahr 2015 der „International Consensus on Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care With Treatment Recommendations 2015“ [102]. Die in Deutschland geltenden Leitlinien des ERC [93] werden durch den Deutschen Rat für Wiederbelebung, German Resuscitation Council (GRC), übersetzt [94] und basieren auf diesem Arbeitsprozess.¹

1.3 Epidemiologie

Die Häufigkeit des Kreislaufstillstandes in der Bundesrepublik Deutschland kann lediglich annäherungsweise bestimmt werden, da es keine bundesweit einheitliche Datenerfassung gibt und die Todesursachenstatistik des Statistischen Bundesamtes (Destatis) keine Informationen über eine stattgehabte Reanimation beinhaltet, sondern sich ausschließlich auf die zugrundeliegende Erkrankung bezieht [129]. Gräsner et al. (2014) [55] beziffern die Häufigkeit des Herz-Kreislauf-Stillstandes in der Bundesrepublik Deutschland auf 123/100 000 Einwohner/Jahr. Bei 50–80/100 000 Einwohnern/Jahr werden durch den Rettungsdienst Reanimationsmaßnahmen durchgeführt. Berdowski et al. (2010) [11] betrachten in ihrer Metaanalyse die Inzidenz des Kreislaufstillstandes in 67 verschiedenen Ländern. Dabei stellen sie eine erhebliche Variabilität zwischen einzelnen Ländern fest. Insgesamt geben sie die Inzidenz des präklinischen Kreislaufstillstandes bei vermutterter kardialer Ursache mit 55/100 000 Personenjahre an. Atwood et al. (2005) [3] beziehen sich in ihrer Arbeit auf die Inzidenz des präklinischen Kreislaufstillstandes in Europa, der vom Rettungsdienst versorgt wurde, und geben diese mit 37,72/100 000 Personenjahre an. Die Validität der genannten Zahlen ist jedoch kritisch zu werten, da die zugrundeliegenden Daten für Deutschland [19, 44, 48, 67] teils schon mehrere Jahre bis Jahrzehnte zurückliegen und häufig unkritisch von einer Stichprobe auf eine Grundgesamtheit geschlossen wird.

¹Zum Zeitpunkt der Durchführung der Studie (2014, vgl. Kapitel 2.4.1 auf Seite 30) galten die Leitlinien des ERC aus dem Jahr 2010 [104], übersetzt durch den GRC [101]. Die nachfolgenden Empfehlungen zu Art und Durchführung der Reanimationsmaßnahmen, vgl. Kapitel 1.5 auf Seite 7, basieren entsprechend auf diesen beiden Dokumenten.

Besonders schwierig ist eine valide Angabe der Inzidenz innerklinischer Kreislaufstillstände. Dabei variieren die Zahlen je nach Größe und Versorgungsschwerpunkt des jeweiligen Krankenhauses. Darüber hinaus wird die Vergleichbarkeit häufig durch unterschiedliche personelle und strukturelle Voraussetzungen sowie ein unterschiedliches Format der Daten erschwert. Skogvoll et al. (1999) [124], Hodgetts et al. (2002) [60] und Sandroni et al. (2004) [119] bieten mit ihren Untersuchungen in Norwegen, England bzw. Italien einen Anhaltspunkt: In diesen Ländern lag die Inzidenz bei 1–4 pro 1 000 stationären Aufnahmen.

Zur genaueren Erfassung von epidemiologischen Daten von prä- und innerklinischen Reanimationen in der Bundesrepublik Deutschland wurde im Jahr 2007 das Deutsche Reanimationsregister [37] durch die Deutsche Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin e. V. (DGAI) ins Leben gerufen. Diese überregionale Datenbank basiert auf der Dateneingabe teilnehmender Rettungsdienstbereiche (aktuell über 160) und Krankenhäuser (aktuell über 150) und ermöglicht diesen in erster Linie eine statistische Aufarbeitung der erhobenen Daten sowie einen Vergleich mit anderen Teilnehmenden. Eine der ersten Untersuchungen, die auf diesen Daten basiert, wurden von Neukamm et al. (2011) [96] publiziert. Diese umfangreiche Untersuchung, in welche die Daten von 2 300 Patientinnen und Patienten eingeflossen sind, thematisiert den außerklinischen Kreislaufstillstand in sieben verschiedenen Rettungsdienstbereichen in Deutschland. Dabei lag die Inzidenz zwischen 36,0 und 65,1/100 000 Einwohner/Jahr.

Nach dem mittlerweile zehnjährigen Bestehen des Reanimationsregisters ist nun sogar eine Auswertung von über 110 000 Datensätzen möglich. Neben nationalen Statistiken bilden diese auch die Grundlage für europäische Vergleiche [53, 54]. Zwar wird auch beim Deutschen Reanimationsregister von einer Stichprobe auf eine Grundgesamtheit geschlossen, zumindest repräsentiert diese aber mittlerweile über 30 Millionen Einwohner in Deutschland, Österreich und der Schweiz [35]. Der zuletzt veröffentlichte Jahresbericht für das Jahr 2016 [36] zeigt, dass das durchschnittliche Alter der Betroffenen bei 68,6 Jahren liegt und eine Reanimation in der überwiegenden Zahl der Fälle (72,9 %) im häuslichen Umfeld stattfindet (Öffentlichkeit 16,5 %, sonstige Orte 10,2 %). Die häufigste durch den anwesenden Notarzt bzw. die anwesende Notärztin vermutete Ursache war in 63,1 % der Fälle eine kardiale. Andere vermutete Ursachen waren pulmonale bzw. respiratorische

(12,1 %), traumatologische (3,2 %), sonstige nicht-kardiale (8,9 %) und unbekannte (12,5 %). Bei den hier beschriebenen Reanimationen wurde in der überwiegenden Mehrzahl der Fälle (75,7 %) ein nicht defibrillierbarer Rhythmus (Asystolie bzw. pulslose elektrische Aktivität) im Elektrokardiogramm (EKG) abgeleitet. Bei den durchgeführten Reanimationen kam es in 45,3 % der Fälle zu einem Wiedereinsetzen eines Spontankreislaufes, Return of Spontaneous Circulation (ROSC). Dieser bestand bei 37,6 % der Betroffenen auch noch bei Krankenhausaufnahme. Das 24-Stunden-Überleben wird mit 23,1 % angegeben, lebend entlassen wurden 12,0 %.

Zu den teilnehmenden Rettungsdienstbereichen gehört auch Marburg-Biedenkopf. Hier wurde diese Arbeit neben dem Rettungsdienstbereich Gießen durchgeführt. Die Erhebung der betreffenden Daten (Zeitraum: 01.01.–31.12.2014, Einwohner: 251 800) [139] ergibt eine Inzidenz des außerklinischen Herz-Kreislauf-Stillstandes von 164,0 und eine Inzidenz von außerklinischen Reanimationen von 90,9 / 100 000 Einwohner/Jahr (Gesamtdaten für alle Rettungsdienstbereiche: 95,2 bzw. 52,6 / 100 000 Einwohner/Jahr). 47,4 % der Betroffenen hatten einen ROSC vor Ort bzw. 36,7 % einen ROSC bei Krankenhausaufnahme. 26,6 % überlebten die ersten 24 Stunden nach Kreislaufstillstand, 15,3 % wurden lebend entlassen.

1.4 Pathophysiologie

Nach Ehmke (2010) [41] besteht die Funktion des Kreislaufsystems in der Versorgung der Körperzellen mit Sauerstoff und Nährsubstraten sowie in der Beseitigung der Abfallprodukte des Zellstoffwechsels, wie z. B. Kohlenstoffdioxid (CO_2). Bei einem Atem- und Kreislaufstillstand kommen diese zum Erliegen. Ziegenfuß (2014) [157] unterscheidet zwischen dem *primären* oder *kardiogenen Kreislaufstillstand* und dem *sekundären* bzw. *asphyktischen Kreislaufstillstand* - abhängig davon, welche Vitalfunktion (Kreislauf oder Atmung) zuerst ausfällt und das Versagen der jeweils anderen bedingt. Aufgrund dieses Zusammenwirkens von Kreislauf und Atmung verwendet er den Begriff „funktionelle Einheit“. Je nach der Form des Kreislaufstillstandes unterscheiden sich entsprechend die Sauerstoffreserven des Körpers und somit auch die Prognose einer eingeleiteten Reanimation.

Gemäß den vom Deutschen Reanimationsregister veröffentlichten Daten [36], vgl. Kapitel 1.3 auf Seite 4, sind kardiale Ursachen mit mehr als 60 % beim Er-

wachsenen am häufigsten. Bei Säuglingen und Kindern hingegen stehen meist respiratorische Ursachen im Vordergrund [86]. Ein ähnlich hoher Stellenwert von offenen Atemwegen und einer adäquaten Ventilation ergibt sich bei Neugeborenen [148].

1.5 Reanimationsmaßnahmen

Ungeachtet der genauen Ursache des Kreislaufstillstandes, vgl. Kapitel 1.4 auf der vorherigen Seite, erfolgen die Maßnahmen bei einer Reanimation gemäß eines standardisierten Ablaufs. Dabei werden Basismaßnahmen, Basic Life Support (BLS) [74], von erweiterten Maßnahmen, Advanced Life Support (ALS) [32], unterschieden.

Die Basismaßnahmen dienen dem Freimachen der Atemwege und der Unterstützung von Atmung und Kreislauf ohne Verwendung von Hilfsmitteln sowie der Einsatz eines externen automatisierten Defibrillators (AED) [74]. Dazu gehören also im Wesentlichen die Mund-zu-Mund- bzw. die Mund-zu-Nase-Beatmung und manuelle Thoraxkompressionen. Sie können sowohl von Laien als auch von professionellen Helfern angewendet werden. Die erweiterten Maßnahmen hingegen [32] bestehen aus der manuellen Defibrillation, dem Herstellen eines intravenösen (bzw. intraossären) Gefäßzugangs, der Medikamentenapplikation, der endotrachealen Intubation und der Postreanimationsbehandlung. Sie sind allein professionellen Helfern vorbehalten. Basismaßnahmen und erweiterte Maßnahmen sind nicht voneinander getrennt, der Übergang ist fließend.

Thoraxkompressionen und Beatmung werden in einem Verhältnis von 30 : 2 durchgeführt. Die Beatmung bewirkt die Oxygenierung des Blutes und die Elimination des aus dem Blut aufgenommenen Kohlenstoffdioxids. Dies ist insbesondere bei asphyktischen Kreislaufstillständen und länger andauernden Reanimationen essenziell, da hier die Sauerstoffreserven bereits vor Eintreten des Kreislaufstillstandes nahezu vollständig aufgebraucht sind (Hypoxie / Hypoxämie) und der Partialdruck des Kohlenstoffdioxids (p_{CO_2}) erhöht ist (Hyperkapnie). Gleichmaßen ist die Konzentration des Laktats im Blut unter diesen Bedingungen deutlich erhöht [50].

Die Thoraxkompressionen verfolgen das Ziel, einen arteriellen Druck aufzubauen. Dieser ist zwar deutlich geringer als der physiologische („Minimalkreislauf“),

er ist aber dennoch für die Perfusion und die Sauerstoffversorgung lebenswichtiger Organe, v. a. das Gehirn und das Herz, von entscheidender Bedeutung. Das Gehirn ist aufgrund der geringen Hypoxietoleranz besonders auf eine kontinuierliche Blut- und Sauerstoffversorgung angewiesen [77]. Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass das individuelle Outcome nach Kreislaufstillstand von einem möglichst frühzeitigen Beginn und einer kontinuierlichen, qualitativ hochwertigen Durchführung der Thoraxkompressionen abhängt [62, 132].

Die folgende Darstellung beschreibt die Maßnahmen „Thoraxkompression“ und „maschinelle Beatmung“ genauer, da diese im besonderen Augenmerk der vorliegenden Arbeit stehen. Zugunsten der Übersichtlichkeit wird auf die Beschreibung anderer Maßnahmen verzichtet. Die Empfehlungen zur Durchführung der geschilderten Maßnahmen basieren auf den Leitlinien des ERC [73, 105].

1.5.1 Thoraxkompression

Die Thoraxkompressionen sollen mit einer Drucktiefe von 5–6 cm und einer Frequenz von 100–120/min durchgeführt werden. Als optimaler Druckpunkt ist die Mitte des Brustkorbes bzw. die untere Hälfte des Sternums vorgegeben. Nach der aktiven Kompression soll auf eine vollständige Entlastung des Brustkorbes geachtet werden (passive Dekompression), um den in dieser Phase stattfindenden venösen Rückstrom nicht zu beeinträchtigen. Ferner soll die Zeit der Kompression identisch mit der Zeit der Dekompression sein. Die direkte Kompression des Brustkorbes führt zu einem Zusammendrücken des rechten und linken Ventrikels zwischen Sternum und Wirbelsäule. Bei gleichzeitig geschlossenen Segelklappen bewirkt der entstandene Druckgradient zwischen linkem Ventrikel und Aorta bzw. zwischen rechtem Ventrikel und Pulmonalarterie den Auswurf von Blut aus dem Herzen und so die Perfusion lebenswichtiger Organe. Während der Dekompression findet dann die venöse Füllung statt.

Diese heute allgemein anerkannte Technik wurde zuerst von Kouwenhoven et al. (1960) [75] beschrieben, vgl. Kapitel 1.1 auf Seite 1. Zu der damaligen Zeit stellte diese Publikation einen Meilenstein dar, weil die Autoren erstmalig ein leicht umsetzbares Verfahren beschrieben, bei dem die Kompression des Herzens nicht direkt nach offener Thorakotomie erfolgt, sondern indirekt durch Kompression des Brust-

korbes. Dafür seien lediglich zwei Hände notwendig („All that is needed are two hands“). Heute wird der dieser Technik zu Grunde liegende Mechanismus allgemein als *Herzpumpenmechanismus* („*cardiac pump*“) bezeichnet. Um diese Technik und die beschriebenen physiologischen Auswirkungen zu prüfen, untersuchten Redberg et al. (1993) [117] den Blutfluss während der Reanimation mittels transösophagealer Echokardiographie. Ihre Ergebnisse stützen die Berechtigung der aufgestellten Annahme.

Thoraxkompressionen werden in der Regel manuell durchgeführt. Die Verwendung mechanischer Thoraxkompressionsgeräte, wie z. B. LUCASTM (Lund University Cardiac Arrest System 1, Medtronic GmbH, Meerbusch, Deutschland) oder AutoPulse[®] (ZOLL Medical Deutschland GmbH, Köln, Deutschland), spielt insgesamt eine untergeordnete Rolle. Nach Daten des Reanimationsregisters sind bei weniger als 10 % der erfassten Reanimationen mechanische Thoraxkompressionsgeräte zum Einsatz gekommen [36]. Zu der Frage, ob die Verwendung mechanischer Thoraxkompressionsgeräte einen Vorteil gegenüber der manuellen Ausführung aufweist, liegen mittlerweile sowohl randomisiert kontrollierte Studien als auch verschiedene Einzelfallberichte und Fallstudien für den prä- sowie den innerklinischen Einsatz vor. Nach Erscheinen zweier Pilotstudien [8, 125] mit 328 bzw. 149 Patientinnen und Patienten, die keinen signifikanten Unterschied in der ROSC-Rate und in der Krankenhausaufnahme- bzw. Krankenhausentlassungsrate festgestellt haben, wurden drei multizentrische, kontrolliert randomisierte Studien durchgeführt [113, 118, 145]. Auch hier waren die primären Endpunkte (Krankenhausentlassungsrate bei Wik et al. (2014) [145], 4-Stunden-Überleben bei Rubertsson et al. (2014) [118] und 30-Tage-Überleben bei Perkins et al. (2014) [113]) zwischen den beiden Gruppen ähnlich, sodass zum jetzigen Zeitpunkt keine Grundlage für die Empfehlung einer routinemäßigen Verwendung besteht. Ausnahmen könnten Reanimationen unter erschwerten Bedingungen (beengte oder schwer zugängliche räumliche Verhältnisse) oder während eines boden- oder luftgebundenen Transports, bei dem die Durchführung der Thoraxkompressionen nach Empfehlung des ERC [112] erschwert ist bzw. die Sicherheit des Rettungsdienstpersonals gefährdet wäre. Darüber hinaus bieten mechanische Reanimationsgeräte ggf. den Vorteil, dass einzelne Teammitglieder durch die verminderte Aufgabenlast eine höhere kognitive Kapazität haben [114].

1.5.2 Beatmung

Im Gegensatz zu den Thoraxkompressionen, die während der gesamten Reanimation sowohl bei manueller als auch bei maschineller Anwendung weitestgehend gleich ablaufen, ist die Beatmung je nach Art der Ausführung durchaus unterschiedlich.

Die *maschinelle Beatmung* setzt in der Regel die endotracheale Intubation voraus, die jedoch zu Beginn von Reanimationsmaßnahmen meist (noch) nicht verfügbar ist. Die *manuelle Beatmung* mittels Handbeatmungsbeutel und Beatmungsmaske bzw. über supraglottische Atemwegshilfen (z. B. Larynxmaske oder Larynx-tubus, häufig auch als „alternative Atemwegshilfen“ bezeichnet), stellt das Standardverfahren für professionelle Helfer in der Frühphase einer Reanimation dar. Die Beatmung wird mit einem möglichst hohem Sauerstoffanteil in der Luft, im besten Fall sogar mit reinem Sauerstoff (Fraktion der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration, $F_iO_2 = 1,0$), durchgeführt. Auf diese Weise sollen 10 Beatmungen pro Minute (f) mit einem Tidalvolumen (V_t) von 6–7 ml/kg Körpergewicht (KG) im Wechsel mit 30 Thoraxkompressionen durchgeführt werden.

Nach endotrachealer Intubation zur Sicherung der Atemwege soll die Beatmung durchgängig während parallel laufender Thoraxkompressionen sichergestellt werden. Bei manueller Beatmung sind hier jedoch Abweichungen von den genannten Empfehlungen beschrieben, insbesondere erhöhte Beatmungsfrequenzen und unregelmäßige Tidalvolumina [1]. Bei der maschinellen Beatmung lassen sich diese Parameter hingegen genau einstellen, sodass hier theoretisch keine Abweichungen auftreten sollten.

Die Funktionsweise der maschinellen Beatmung wird im Folgenden näher erläutert: Bei der Beatmung während der Reanimation handelt es sich aufgrund der damit einhergehenden Bewusstlosigkeit um eine kontrollierte Beatmungsform (Controlled Mandatory Ventilation, CMV), bei der das Beatmungsgerät die Atemarbeit vollständig übernimmt. Eine Eigenatmung bzw. eine damit verbundene Ansteuerung (Triggerung) des Gerätes findet nicht statt. Der intrathorakale Druck ist entsprechend durchweg positiv („positive Druckbeatmung“), damit unterscheidet sich die kontrollierte Beatmung wesentlich von den physiologischen Verhältnissen. Bei der genaueren Betrachtung der kontrollierten Beatmung können nach Oczenski (2012) [106] zwei wesentliche Prinzipien unterschieden werden:

die Volumen kontrollierte (Volume Controlled Ventilation, VCV) und die Druck kontrollierte Beatmung (Pressure Controlled Ventilation, PCV). Auf diesen grundsätzlichen Prinzipien bauen die unterschiedlichen Beatmungsmuster¹ auf, die im Folgenden vorgestellt werden:

IPPV steht für Intermittent Positive Pressure Ventilation und bezeichnet eine volumenkontrollierte, zeitgesteuerte und druckbegrenzte Beatmung ohne die Verwendung eines positiven endexpiratorischen Drucks (Positive Endexpiratory Pressure, PEEP).

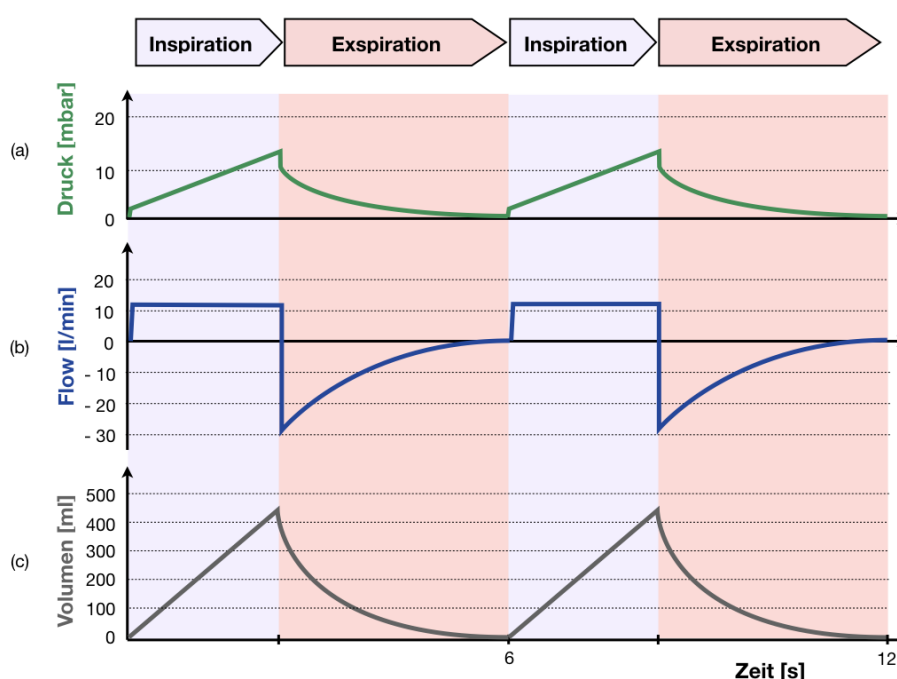


Abbildung 1.1: Druck-Zeit- (a), Flow-Zeit- (b) und Volumen-Zeit-Diagramm (c) unter Beatmung mit Intermittent Positive Pressure Ventilation (IPPV) in In- und Expiration über einen Zeitraum von 12 s.

Abbildung 1.1 zeigt ein Druck-Zeit-, ein Flow-Zeit- und ein Volumen-Zeit-Diagramm in In- und Expiration unter IPPV. Der Anwender stellt das Atemhubvolumen (V_t), die Beatmungsfrequenz (f), den positiven endexpiratorischen Druck (PEEP),

¹Da es zur genaueren Einteilung der unterschiedlichen Beatmungsmuster keine standardisierte Nomenklatur gibt [106], bezieht sich die vorliegende Dissertation auf die Bezeichnungen, die das im Rahmen der Studie verwendete Beatmungsgerät „MEDUMAT Transport“ (WEINMANN Emergency Medical Technology GmbH + Co. KG, Hamburg, Deutschland) anzeigt.

das Verhältnis aus Inspiration zu Expiration (I : E) bzw. die Inspirationszeit (t_{insp}), die Sauerstoffkonzentration (F_iO_2), den Inspirationsflow (\dot{V}) und die obere Druckbegrenzung (p_{max}) ein. Da das Atemhubvolumen (V_t) und der Inspirationsflow (\dot{V}) von dem Anwender vorgegeben werden und somit konstant sind, verändert sich die Strömungsgeschwindigkeit in der Inspirationsphase nicht. Der genaue Verlauf der Kurve ergibt sich daher aus den individuellen atemmechanischen Eigenschaften des Respirationstraktes bzw. in dieser Untersuchung aus den des Simulationsmodells. Der Inspirationsdruck p_{insp} ergibt sich ebenfalls passiv.

BiLevel ist ein eingetragenes Markenzeichen der Firma GE-Healthcare (Chalfont St Giles, Großbritannien) und bezeichnet eine druckkontrollierte sowie zeitgesteuerte Beatmung, bei der die Tidalvolumina von der individuellen Atemmechanik abhängen. Häufig ist die von der Drägerwerk AG & Co. KGaA (Lübeck, Deutschland) geschützte Bezeichnung „Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP)“ für dieses Beatmungsmuster geläufig.

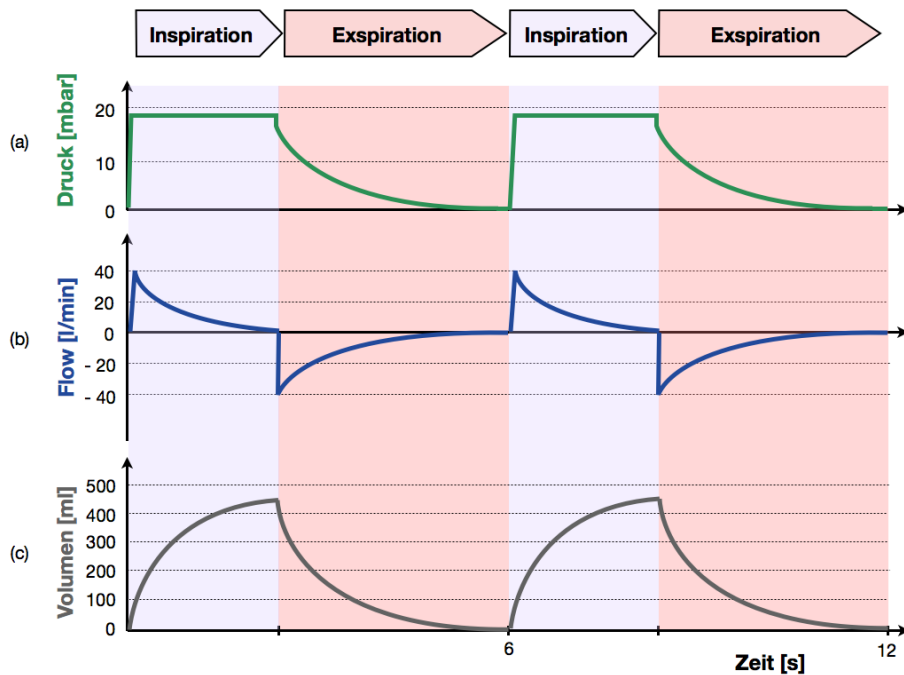


Abbildung 1.2: Druck-Zeit- (a), Flow-Zeit- (b) und Volumen-Zeit-Diagramm (c) unter Beatmung mit BiLevel in In- und Expiration über einen Zeitraum von 12 s.

Abbildung 1.2 auf der vorherigen Seite stellt ein Druck-Zeit-, ein Flow-Zeit- und ein Volumen-Zeit-Diagramm unter BiLevel in In- und Expiration dar. Im Unterschied zu IPPV wird hier kein Volumen eingestellt, sondern ein Inspirationsdruck (p_{insp}) und ein endexpiratorisches Druckniveau (PEEP). Das applizierte Hubvolumen ergibt sich also passiv aus der Differenz der beiden genannten Drücke. Zusätzlich kann die Druckanstiegsgeschwindigkeit (Rampe), das Verhältnis aus Inspiration zu Expiration (I:E) bzw. die t_{insp} und die F_iO_2 festgelegt werden. Die Expirationsphase unterscheidet sich nicht von der einer volumenkontrollierten Beatmung, da diese passiv erfolgt. Der Kurvenverlauf des Inspirationsflow hingegen ist im Unterschied zu IPPV als dezelerierend zu bezeichnen. Die Strömungsgeschwindigkeit ist anfangs sehr hoch und nimmt im Verlauf zügig bis auf null ab (Druckausgleich). Die genaue Zeit (Rampe) bis zum Erreichen des oberen Druckniveaus kann durch den Anwender eingestellt werden.

1.6 Stand der Forschung

Es ist derzeit noch unklar, welche Beatmungsform bzw. welche Beatmungsstrategie bei einer kardiopulmonalen Reanimation vorteilhaft ist. Es gibt nur wenige empirische Belege für die Empfehlungen der Leitlinien zur Beatmung, vgl. Kapitel 1.5.2 auf Seite 10. Insbesondere fehlen explizite, evidenzbasierte Handlungsempfehlungen für die Wahl eines Beatmungsmusters. In diesem Zusammenhang stehen derzeit die Perfusion während der Reanimation und die Auswirkungen der Beatmung auf den intrathorakalen Druck im besonderen Fokus der Forschung. Deren Notwendigkeit ergibt sich auch aus der hohen Anzahl an Patientinnen und Patienten, deren erster Rhythmus im EKG nicht defibrillationswürdig ist, vgl. Kapitel 1.3 auf Seite 4. Es ist anzunehmen, dass bei diesen Menschen eine längere Reanimation notwendig ist, die eine effiziente Perfusion und Oxygenierung sicherstellt.

1.6.1 Perfusion während der Reanimation

Die Wiederherstellung bzw. die Aufrechterhaltung der Perfusion während eines Kreislaufstillstandes ist von entscheidender Bedeutung, um die Versorgung lebenswichtiger Organe mit Sauerstoff und Nährsubstraten zu ermöglichen. Zu diesem

Zweck wird die Wichtigkeit der Durchführung qualitativ hochwertiger Thoraxkompressionen immer wieder betont, u. a. durch Abella et al. (2005) [1]. Das hier zu Grunde liegende Prinzip wird als *Herzpumpenmechanismus* („cardiac pump“) bezeichnet, vgl. Kapitel 1.5.1 auf Seite 8 und Abbildung 1.3 auf dieser Seite. Die dadurch ermöglichte Perfusion ist nach Ewy et al. (2005) [45] neben dem Gefäßwiderstand und dem intravasalen Volumen insbesondere von dem intrathorakalen Druck abhängig.

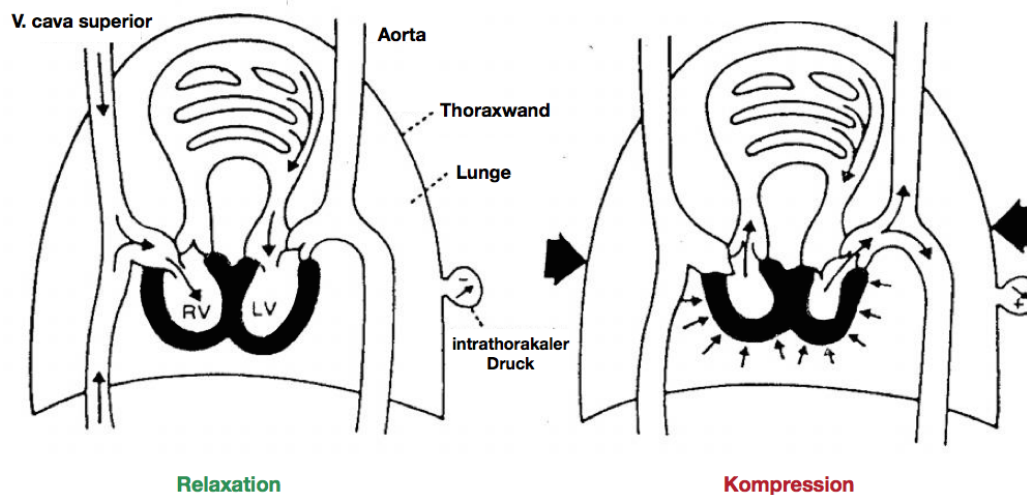


Abbildung 1.3: Schematische Darstellung des Herzpumpenmechanismus: Die direkte Kompression des Brustkorbes führt zu einem Zusammendrücken des rechten und linken Ventrikels zwischen Sternum und Wirbelsäule. Bei gleichzeitig geschlossenen Segelklappen bewirkt der entstandene Druckgradient zwischen linkem Ventrikel und Aorta bzw. zwischen rechtem Ventrikel und Pulmonalarterie den Auswurf von Blut aus dem Herzen und so die Perfusion lebenswichtiger Organe. Während der Dekompression findet die venöse Füllung statt. Abbildung modifiziert nach [155].

Daneben existiert noch eine weitere Theorie zur Entstehung der Perfusion: der *Thoraxpumpenmechanismus* („*thoracic pump*“).

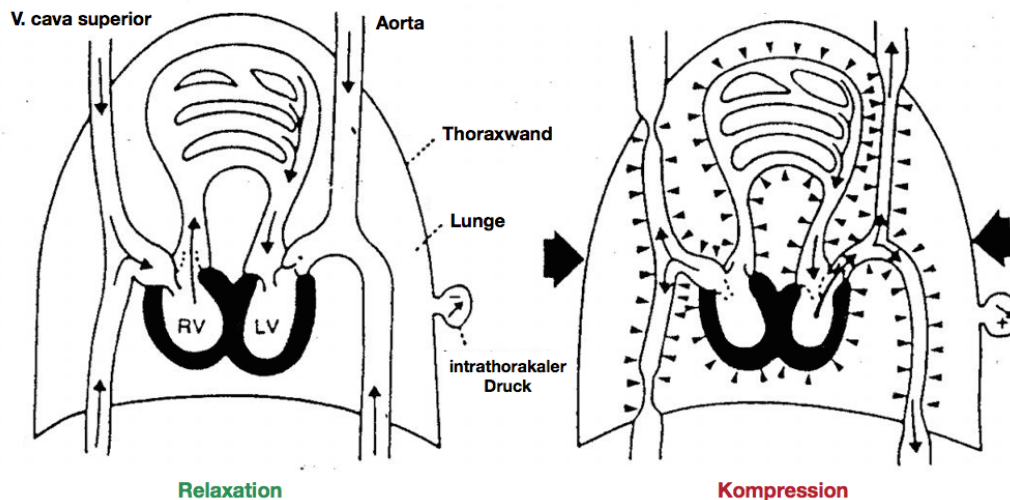


Abbildung 1.4: Schematische Darstellung des Thoraxpumpenmechanismus: Durch plötzliche Erhöhung des intrathorakalen Drucks bewirkt dieser einen arteriovenösen Druckgradienten und in der Folge einen koronaren und systemischen Blutfluss, der auch ohne eine direkte Kompression des Sternums zu beobachten ist. Im Unterschied zum Herzpumpenmechanismus müssen die Segelklappen dabei geöffnet sein, da sonst kein Blutfluss möglich wäre. Abbildung modifiziert nach [155].

Durch plötzliche Erhöhung des intrathorakalen Drucks bewirkt dieser einen arteriovenösen Druckgradienten und in der Folge einen koronaren und systemischen Blutfluss, der auch ohne eine direkte Kompression des Sternums zu beobachten ist. Im Unterschied zum Herzpumpenmechanismus müssen die Segelklappen dabei geöffnet sein, da sonst kein Blutfluss möglich wäre, vgl. Abbildung 1.4 auf dieser Seite. Criley et al. (1976) [30] beschrieben drei Patienten, die durch rhythmisches Husten während Kammerflimmerns bei Bewusstsein blieben. Das Husten bewirkt dabei über zyklische Änderungen des intrathorakalen Drucks die Entstehung eines arteriellen Drucks (Hustenreanimation, cough resuscitation). Dieser war dabei zumindest so hoch, dass die Perfusion das Bewusstsein aufrecht erhalten hat, was

für die Wirksamkeit des Thoraxpumpenmechanismus spricht. Yang et al. (1994) [149] untersuchten die Hustenreanimation im Tiermodell. Dabei zeigte das Husten sowohl pulmonale (höhere p_{O_2} -Werte und niedrigere p_{CO_2} -Werte) als auch hämodynamische Vorteile (Steigerung der kardialen Perfusion).

Diese beiden Mechanismen können jedoch nicht gleichzeitig ablaufen, weil die Segelklappen definitionsgemäß beim Herzpumpenmechanismus geschlossen und beim Thoraxpumpenmechanismus geöffnet sind. Chalkias und Xanthos (2013) [24] sehen darin keinen Widerspruch. Sie nehmen an, dass beide Mechanismen zu unterschiedlichen Zeitpunkten von Bedeutung sind: Während der Beatmung mit positivem Druck sei der Thoraxpumpenmechanismus maßgeblich für den Blutfluss verantwortlich (Inspirationsphase). Mit dem Beginn der Expirationsphase nehme der Stellenwert des Thoraxpumpenmechanismus kontinuierlich ab, während der des Herzpumpenmechanismus zunimmt. Am Ende der Expirationsphase ist der Effekt des Herzpumpenmechanismus folglich am größten und der des Thoraxpumpenmechanismus am geringsten. Während der Inspiration drehen sich die Verhältnisse wieder um. Auch wenn die physiologischen Auswirkungen an dieser Stelle noch nicht zweifelsfrei aufgeklärt werden konnten, zeigen diese Beschreibungen doch eine wechselseitige Beeinflussung von Beatmung und Thoraxkompressionen, bei der der intrathorakale Druck eine entscheidende Rolle einzunehmen scheint.

1.6.2 Intrathorakaler Druck

Seit fast 30 Jahren steht der intrathorakale Druck im Fokus der Reanimationsforschung. Die Publikation von Lurie et al. (1990) [82], in der die Autoren von einer zweimalig erfolgreichen Reanimation mit Hilfe einer in der Sanitärtechnik eingesetzten Saugglocke berichten, brachte die große Bedeutung des intrathorakalen Drucks für die Perfusion zum Vorschein. Bei der Beeinflussung des intrathorakalen Drucks spielt die Beatmung eine entscheidende Rolle.

Art der Beatmung

In einigen Studien zeigte sich, dass die manuelle Beatmung selbst durch professionelle Helfer häufig mit variablen Tidalvolumina [79] und einer zu hohen Beatmungsfrequenz (Hyperventilation) verbunden war [4, 7, 87, 91, 107]. Eine Hyper-

ventilation kann mit einem erhöhten intrathorakalen Druck verbunden sein und führt so zu einer Reduktion des venösen Rückstroms sowie in der Folge zu einer verringerten Perfusion. Ähnliches wurde bei der Beatmung mit IPPV und Verwendung eines PEEP bereits durch Theres et al. (1999) [136] beobachtet. Dies kann durch Erzeugung einer Hypokapnie sogar noch verstärkt werden. Letzteres ist besonders für die Versorgung des Herzmuskels mit Sauerstoff kritisch und könnte mit einer Verschlechterung des Outcomes assoziiert sein [4, 7]. Die Empfehlungen zur maschinellen Beatmung, vgl. Kapitel 1.5.2 auf Seite 10, basieren insbesondere auf dieser Beobachtung. Dabei kann die Frequenz fest eingestellt werden und auf diese Weise einer Hyperventilation entgegen gewirkt werden.

Bei der Einstellung der maschinellen Beatmung stehen die in Kapitel 1.5.2 auf Seite 10 genannten Beatmungsmuster IPPV und BiLevel zur Verfügung. IPPV und BiLevel wurden jedoch für diesen Einsatz nicht entwickelt, sodass hier ein nicht bestimmungsgemäßer Gebrauch vorliegen könnte. Die Beatmung erfolgt asynchron mit der Thoraxkompression, wodurch der intrathorakale Druck sogar erhöht und die negativen Auswirkungen auf die Hämodynamik in der Folge verstärkt werden könnten. Gleiches würde auch bei einer Beutel-Masken-Beatmung passieren. Die Auswirkung auf die Umsetzbarkeit der Beatmungsparameter ist ebenso wie eventuelle auftretende Lungenschädigungen unklar.

Dieser Zusammenhang wird durch die Beobachtung von Ahn et al. (2015) [156] bestärkt. Dies ist eine der wenigen Untersuchungen, die sich mit der Genauigkeit der Beatmungsparameter während der Reanimation beschäftigt hat. Im Rahmen dessen zeigen die Autoren auf, dass die Evidenz für die Empfehlungen zur Beatmung, insbesondere das Tidalvolumen (V_t) und der Inspirationsdruck (p_{insp}), gering sind und ein geeigneter Beatmungsmodus gefunden werden muss. Einen ähnlichen Weg diskutieren Chalkias et al. (2013) [24]. Sie erörtern, ob die zeitliche Synchronisierung der positiven Druckbeatmung entscheidend für die Beeinflussung des intrathorakalen Drucks sein könnte. Somit müsste auf Grundlage dieser Überlegung eine geeignete Beatmungsstrategie entwickelt werden.

Chest Compression Synchronised Ventilation (CCSV)

Mittlerweile liegen Untersuchungen [34, 68–70] zu einem neuartigen Beatmungsmuster vor: Chest Compression Synchronised Ventilation (CCSV). CCSV ist ein von der Firma WEINMANN Geräte für Medizin GmbH + Co. KG (jetzt Firma WEINMANN Emergency Medical Technology GmbH + Co. KG, Hamburg, Deutschland) zum Patent [38] angemeldeter neuartiger Beatnungsmodus, der speziell und ausschließlich für eine Reanimationssituation entwickelt wurde. Durch dessen Verwendung soll die Perfusion mit oxygeniertem Blut gesteigert werden. CCSV steht derzeit noch vor der Markteinführung. Entsprechend liegen zum jetzigen Zeitpunkt keine Untersuchungen am Menschen vor.

Bei CCSV handelt es sich um eine durch die Thoraxkompressionen (100–120/min) getriggerte druckkontrollierte Beatmung, vgl. Abbildung 1.5 auf der nächsten Seite. Diese Synchronisation zwischen Thoraxkompression und Beatmungshub ist charakteristisch und unterscheidet CCSV grundlegend von gängigen, druckkontrollierten Beatmungsmustern. Nach Kill et al. (2013) [69] ist diese Synchronisation gleichermaßen abhängig von einer raschen (25–375 mbar/s) Erhöhung des Atemwegsdrucks über einen vordefinierten Druck (0,9–3,7 mbar über PEEP) in Anschluss an eine Expirationsphase, die eine bestimmte Zeitdauer (200–340 ms) überschreitet. Zur Registrierung der genannten Verhältnisse wird eine Messeinrichtung verwendet, die hinsichtlich ihrer Empfindlichkeit in drei Stufen einstellbar ist (3 = empfindlich, 5 = neutral, 8 = unempfindlich). Diese Funktionsweise erinnert an Assisted Spontaneous Breathing (ASB), eine unterstützende Beatmungsform, bei dem die Beatmungshübe durch Atembemühungen getriggert werden. Die Triggierung bei CCSV wird allerdings nicht durch einen Einatemstrom wie bei ASB ausgelöst, sondern durch einen Ausatemstrom, der zu Beginn einer jeden Thoraxkompression am intubierten Menschen zu beobachten ist und der sich über den gesicherten Atemweg und den Beatmungsschlauch bis hin zum Beatmungsgerät ausbreitet.

In der Folge wird vom Beatmungsgerät ein druckbegrenzter Atemgashub in einer Höhe von 45–75 mbar (p_{insp}) abgegeben. Die Inspirationszeit (t_{insp}) kann zwischen 205 und 265 ms eingestellt werden. Auf diese Weise wird erreicht, dass die Beatmung lediglich in der Kompressionsphase stattfindet und die passive Expiration

in der Dekompressionsphase ungehindert erfolgen kann. Die Beatmungsfrequenz (f) ist direkt abhängig von der Frequenz der manuellen Thoraxkompression und liegt bei deren regelhafter Durchführung im Bereich von 100–120 /min. Es handelt sich folglich um eine Hochfrequenzbeatmung, die an das etablierte Beatmungsverfahren Jet-Ventilation erinnert, vgl. Oczenski (2012) [106]. Die dabei verabreichten Tidalvolumina liegen bei einem mittleren Flow von 40–60 l/min bei ca. 2 ml/kg KG. Eine 80 kg schwere Person hätte bei einer Frequenz von 100/min somit ein Atemminutenvolumen von 16 l/min. Abzüglich einer Totraumventilation von 11 l/min ($80 \text{ kg} \cdot 1 \text{ ml/kg KG} + 30 \text{ ml apparativer Totraum} = 110 \text{ ml pro Atemzug}$) ergibt sich eine alveoläre Ventilation von 5 l/min. Der effektive Atemwegsdruck entsteht bei CCSV passiv. Die Funktionsweise, vgl. Abbildung 1.5 erinnert somit an die in Kapitel 1.6.1 auf Seite 13 beschriebene Hustenreanimation, bei der die Perfusion maßgeblich durch den Thoraxpumpenmechanismus zu erklären ist.

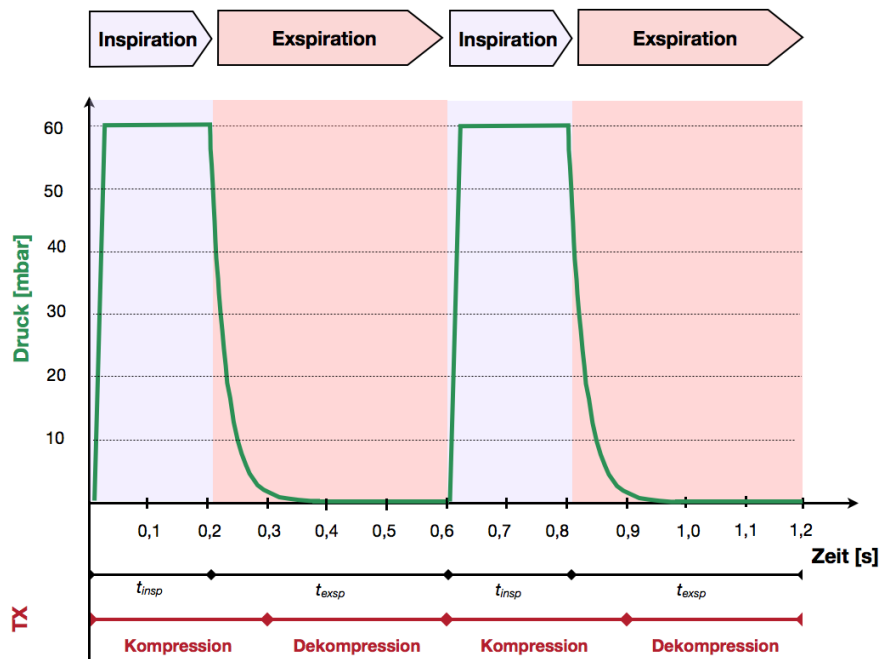


Abbildung 1.5: Funktionsweise der Chest Compression Synchronised Ventilation (CCSV): Die Abbildung zeigt ein Druck-Zeit-Diagramm von CCSV in In- und Expiration mit den in dieser Studie verwendeten Einstellungen ($p_{insp} = 60 \text{ mbar}$, $t_{insp} = 205 \text{ ms}$) während manueller Thoraxkompressionen (TX).

Um sich der Beantwortung der Fragestellung zu nähern, welches Beatmungsmuster während einer Reanimation vorteilhaft ist, untersuchten Kill et al. (2013) [69] erstmals die Auswirkungen der Beatmungsmuster IPPV, BiLevel und CCSV auf den Gasaustausch, die Hämodynamik und das Wiedereinsetzen eines Spontankreislaufs ROSC in einem Schweinmodell¹. Dabei zeigte sich, dass CCSV im Vergleich zu IPPV und BiLevel den höchsten mittleren arteriellen Druck und die höchste Oxygenierung sicherstellte. Der gemischtvenöse pH-Wert war nur unter CCSV im Normbereich (7,35–7,45). Hinsichtlich der ROSC-Rate konnten keine signifikanten Unterschiede beobachtet werden. Diese Arbeit wurde zwei Jahre später ebenfalls von Kill et al. (2015) [68] durch weitere Untersuchungen zur Beeinflussung der Hämodynamik und des arteriellen Blutdrucks durch die Beatmungsmuster IPPV und CCSV ergänzt. Dabei wurden erstmalig drei unterschiedliche Voreinstellungen von CCSV (p_{insp} und t_{insp}) gegen IPPV verglichen. In diesem Rahmen konnten die Ergebnisse aus der ersten Arbeit [69] reproduziert werden.

Dennoch bleibt unklar, welche Rolle der Zeitpunkt der Thoraxkompression bei diesem Ansatz spielt und in welcher Form sich die maschinelle Beatmung und die manuellen Thoraxkompressionen wechselseitig beeinflussen. Chalkias und Xanthos (2013) [24] sehen hier dennoch einen wichtigen Forschungsansatz und stellen zur Diskussion, ob durch die Optimierung des Zeitpunktes von Kompression und Beatmung ein positiver Effekt auf die Perfusion erreicht werden kann. Dafür sei eine genaue Messung der Abhängigkeit des endtidalen p_{CO_2} und des intrathorakalen Drucks vom Atemminutenvolumen notwendig, die in der Folge die Grundlage für eine neuartige Beatmungsstrategie bilden könnte.

¹Die Untersuchung von Fragestellungen zur Reanimation an einem Schweinmodell ist in der Reanimationsforschung allgemein anerkannt und war schon häufig Grundlage für Leitlinienempfehlungen zu bestimmten Maßnahmen am Menschen [76, 83, 84, 134, 137, 144, 150–154]. Das von den Autoren verwendete Modell wurde bereits in einer vorherigen Studie verwendet [71].

1.7 Fragestellung

Neben den genannten Auswirkungen (Hämodynamik, Gasaustausch, arterieller Blutdruck und ROSC-Rate) einer Beatmungsform ist der Einfluss der Thoraxkompressionen auf das gewünschte Verhalten des Beatmungsgerätes - insbesondere die Umsetzbarkeit der eingestellten Beatmungsparameter (Zielgrößen) - interessant, um weitere Informationen für die Empfehlung eines bestimmten Beatmungsmusters während der Reanimation zu sammeln. Dieser Einfluss wurde in den angesprochenen Studien [68, 69], die ein Schweinemodell genutzt haben, nicht untersucht. Weiterhin wurden die Thoraxkompressionen in diesen Untersuchungen von einem automatisierten Gerät (Lund University Cardiac Arrest System 1, Medtronic GmbH, Meerbusch, Deutschland) durchgeführt, sodass die unterschiedlichen Ausführungen der manuell durchgeführten Thoraxkompressionen verschiedener Helfer keinen Einfluss hatten. Gerade letzteres ist jedoch trotz standardisierter Leitlinien anzunehmen [2]. Dies ist hier von besonderem Interesse, da die Triggertechnologie des Beatmungsmusters CCSV genau unter diesen Voraussetzungen sicher funktionieren muss und die Umsetzbarkeit der Beatmungsparameter entsprechend fraglich ist.

Die vorliegende Arbeit ist Teil der Studie „Wechselwirkungen zwischen manueller Thoraxkompression und maschineller Ventilation bei der kardiopulmonalen Reanimation im Simulationsmodell“ unter Leitung von Dr. med. Wolfgang Dersch (Zentrum für Notfallmedizin, Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg) und geht gemäß der vorangegangenen Erörterung der Frage nach, welchen Einfluss die manuelle Thoraxkompression auf Beatmungsparameter (V_t und p_{insp}) der maschinellen Beatmung während der Reanimation ausübt. Dabei wird der Einfluss auf die Beatmungsparameter durch die Häufigkeit des Erreichens bzw. Verfehlens dieser bei den Beatmungsformen IPPV, BiLevel und CCSV operationalisiert.

2 Material und Methoden

Um den Einfluss der manuellen Thoraxkompression auf die Beatmungsparameter der drei Beatmungsformen zu untersuchen, wurde ein prospektives Untersuchungsdesign gewählt. Die in Kapitel 1.7 auf der vorherigen Seite genannte Fragestellung wurde als Konsequenz aus den dort genannten Gründen an einem Simulationsmodell untersucht, dessen Entwicklung im Folgenden beschrieben wird. Als Versuchspersonen wurden Rettungsassistentinnen und Rettungsassistenten (nachfolgend als „Probanden“ bezeichnet) eingeschlossen, die sich freiwillig zur Teilnahme an der Studie bereit erklärt haben.

2.1 Versuchsaufbau

Für den Versuchsaufbau, vgl. Abbildung 2.3 auf Seite 31, sind neben dem Simulationsmodell ein Beatmungsgerät zur Generierung der Beatmungshübe, ein Defibrillator bzw. ein Patientenmonitor zur Registrierung der manuellen Thoraxkompressionen und ein Aufzeichnungsgerät zur Registrierung der Flow- und Druckwerte der Beatmungshübe notwendig. Die genannten Geräte werden in den folgenden Abschnitten näher erläutert.

2.1.1 Simulationsmodell

Die Untersuchung wurde an dem Simulationsmodell „ALS-Trainer“ (Laerdal Medical GmbH, Puchheim, Deutschland), das explizit für praktische Reanimationsübungen konzipiert wurde, durchgeführt. Gegenüber dem Serienmodell wurde das verwendete Modell in Zusammenarbeit mit WEINMANN Emergency Medical Technology GmbH + Co. KG (Hamburg, Deutschland) in einigen Punkten angepasst. So wurden alle Teile, die keine Relevanz für die dargestellte Fragestellung haben, ausgebaut und die Simulatorlunge durch eine neue ersetzt. Dies war notwendig, da das Volumen der ursprünglichen Simulatorlunge (1,0l) für diese Unter-

suchung zu gering war. Die neue Simulatorlunge füllt den verfügbaren Platz voll aus und besitzt ein größeres Volumen (2,6l).

Für die Herstellung wurde Nylon (Eigenschaften: 210den, einseitig mit thermoplastischem Polyurethan (TPU) beschichtet, schweißbar; Gewicht: 275 g/m²) verwendet, weil dies den mechanischen Eigenschaften des Respirationstraktes des Menschen möglichst nahe kommt. Um dies exemplarisch zu überprüfen, wurde die Lungendehnbarkeit (Compliance) des Respirationstraktes des Simulationsmodells ermittelt, die einen maßgeblichen Einfluss auf die Beatmung unter Reanimation ausübt. Die Compliance ist nach Oszenski (2012) [106] definiert als das „Verhältnis von Volumenänderung ΔV zu der damit verbundenen Druckänderung Δp “:

$$C = \frac{\Delta V \text{ (ml)}}{\Delta p \text{ (mbar)}} \quad (2.1)$$

Die Compliance eines gesunden Erwachsenen beträgt nach Oszenski (2012) [106] 100 ml/mbar und reduziert sich in Allgemeinanästhesie um 50–70 % (30–50 ml/mbar). Unter maschineller Beatmung empfiehlt sich die Berücksichtigung der Formel der statischen Compliance (C_{stat}) bzw. der dynamischen Compliance (C_{dyn}):

$$C_{stat} = \frac{\text{Expiratorisches Atemhubvolumen (ml)}}{\text{Plateaudruck} - \text{PEEP (mbar)}} \quad (2.2)$$

$$C_{dyn} = \frac{\text{Expiratorisches Atemhubvolumen (ml)}}{\text{Spitzendruck} - \text{PEEP (mbar)}} \quad (2.3)$$

Zur Messung von C_{stat} und C_{dyn} erfolgte eine Beatmung mit dem Beatmungsgerät „SERVO-i“ (Maquet GmbH, Rastatt, Deutschland) unter Laborbedingungen. Die Berechnungen wurden durch das Beatmungsgerät vorgenommen ($C_{stat} = 35 \text{ ml/mbar}$; $C_{dyn} = 32 \text{ ml/mbar}$, vgl. Abbildung 2.1 auf der nächsten Seite). Diese Werte stehen im Einklang mit den in der Literatur angegebenen Compliance-Werten während des Kreislaufstillstandes (22,45–52,05 ml/mbar) [31, 109].

2.1 Versuchsaufbau

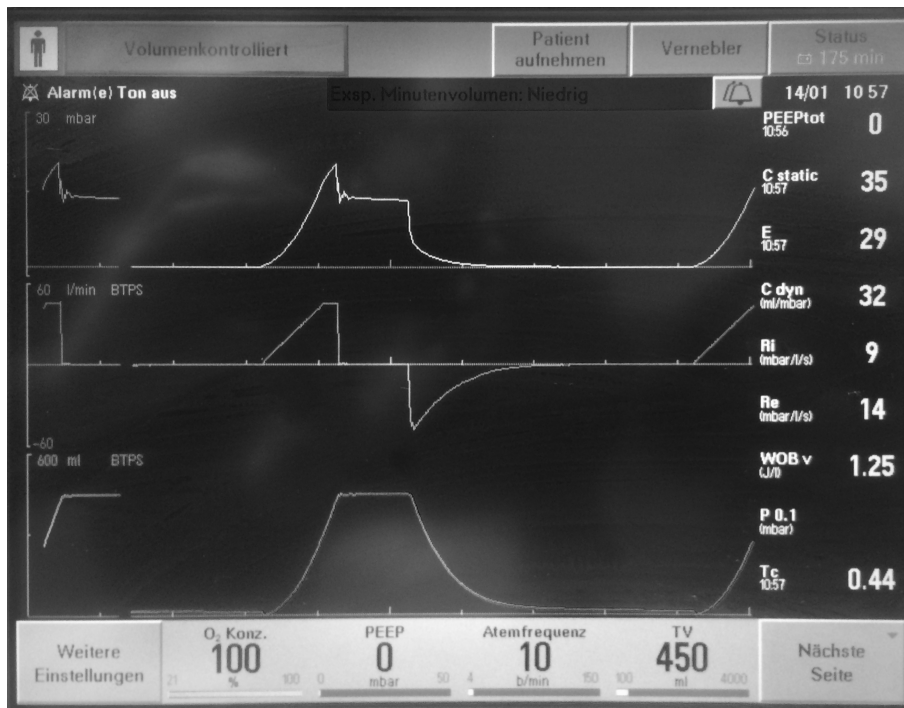


Abbildung 2.1: Dehnbarkeit der Simulatorlunge, Beatmung unter Laborbedingungen: Ermittlung von C_{dyn} und C_{stat} durch Beatmung mit dem Beatmungsgerät „SERVO-i“ (Maquet GmbH, Rastatt, Deutschland) unter Laborbedingungen (Beatmungsmuster: IPPV, Beatmungsparameter: $V_t = 450$ ml, $f = 10$ /min, $F_iO_2 = 1,0$, I:E = 1:1,5, PEEP = 0 mbar, $p_{max} = 65$ mbar, Flow = 11,25 l/min).

Eine weitere Problematik bei der ursprünglichen Simulatorlunge war, dass diese nach Expiration komplett in sich zusammenfällt und demzufolge keine Luft mehr enthält. Beim Menschen bleibt hingegen grundsätzlich eine bestimmte Menge Luft in der Lunge (funktionelle Residualkapazität). Zur Simulation dieses Volumens wurde die neue Simulatorlunge mit einem offenporigen Polyurethan-Schaum (Raumgewicht: 40 kg/m², Stauchhärte: 6,0 kPa, Dicke: 4 cm) gefüllt, der bei Kompression ein Volumen von ca. 50–100 ml abgibt. Dies ist insbesondere bei der Prüfung der Beatmungsform CCSV wichtig.

2.1.2 Atemwege und Beatmung

Die Atemwege des Simulationsmodells wurden für diese Untersuchung mit einem Endotrachealtubus (Teleflex Medical GmbH, Wayne, USA; Innendurchmesser: 8,0 mm) versehen und dessen Cuff wurde ausreichend geblockt. Anschließend wurde er mit Hilfe des medizinischen Klebebands Leukoplast[®] (BSN medical GmbH, Hamburg, Deutschland) fixiert und über den Beatmungsschlauch mit dem Beatmungsgerät „MEDUMAT Transport“ verbunden. Zwischen Beatmungsschlauch und Endotrachealtubus befand sich ein abgewinkelter Doppel-Drehkonnektor mit Absaugöffnung (Teleflex Incorporated, Wayne, USA) und der Bakterien- und Virenfilter mit Wärme- und Feuchtigkeitsaustauscher (Heat and Moisture Exchanger, HME-Filter) Humid-Vent[®] Small (Teleflex Incorporated, Wayne, USA).

Der „MEDUMAT Transport“ ist als Beatmungsgerät zugelassen für den Transport von Patientinnen und Patienten im boden-, wasser- und luftgebundenen Rettungsdienst sowie für Transporte im Rahmen des Sekundärtransportes (intra- bzw. interhospitale Verlegungen). Das für die Untersuchung verwendete Beatmungsgerät ist baugleich mit dem Serienmodell. Es wurde jedoch zusätzlich mit dem experimentellen Beatmungsmodus CCSV und mit einer angepassten Schnellwahlfunktion der hier verwendeten Beatmungsmodi und Einstellungen aufgerüstet. Für die Beatmung wurden die in Tabelle 2.1 auf der nächsten Seite aufgeführten Parameter verwendet.

Die Beatmungsparameter bei dem Beatmungsmodus BiLevel entsprechen denen aus dem Schweinemodell von Kill et al. (2013) [69]: $p_{insp} = 19$ mbar; PEEP = 5 mbar; $F_iO_2 = 1,0$; $f = 10/\text{min}$; I : E = 1 : 1,5 (entsprechend $t_{insp} = 2,4$ s und $t_{exp} = 3,6$ s). In dem hier dargestellten Versuchsaufbau ergibt sich unter Kontrollbedingungen ein V_t von 450 ml. Dies bildete die Grundlage, V_t auch im Beatmungsmodus IPPV mit 450 ml zu definieren. Ein PEEP wurde nicht eingestellt (PEEP = 0 mbar). Die Beatmungsparameter bei dem Beatmungsmodus CCSV wurden ebenfalls in Anlehnung an Kill et al. (2013) [69] gewählt: $p_{insp} = 60$ mbar, PEEP = 0 mbar und $t_{insp} = 205$ ms. Bei allen Beatmungsmodi war $p_{max} = 65$ mbar definiert. Die Beatmungen wurden mit einer $F_iO_2 = 1,0$ durchgeführt.

2.1 Versuchsaufbau

Tabelle 2.1: Voreingestellte Beatmungsparameter bei IPPV, BiLevel und CCSV:
Die Tabelle zeigt die voreingestellten Beatmungsparameter bei den drei Beatmungsmustern IPPV, BiLevel und CCSV. Die Triggerempfindlichkeit bei CCSV ist manuell von 8 (unempfindlich) auf 5 (neutral) bzw. zusätzlich von 5 auf 3 (empfindlich) einstellbar.

Beatmungsparameter	IPPV	BiLevel	CCSV
V_t	450 ml	/	/
p_{insp}	/	19 mbar	60 mbar
PEEP	0 mbar	5 mbar	0 mbar
p_{max}	65 mbar	65 mbar	65 mbar
f	10/min	10/min	= f (Thoraxkompression)
I : E	1 : 1,5	1 : 1,5	/
Rampe	/	steil	/
F_iO_2	1,0	1,0	1,0
Trigger	/	/	Thoraxkompression
Triggerempfindlichkeit	/	/	8, (5), (3)
Flow	11,25 l/min	/	/

2.1.3 Flow- und Drucksensor

Der Flowsensor (Sensirion AG, Staefa, Schweiz; Produktbezeichnung: SFM3300-AW) wurde zwischen den HME-Filter und den Beatmungsschlauch platziert. Er befand sich somit an der Stelle, an der routinemäßig eine Küvette zur Messung des expiratorischen Gehalts an Kohlenstoffdioxid (p_{CO_2}) positioniert wird. Der Flowsensor weist gegenüber der p_{CO_2} -Küvette in Bezug auf Totraum und Widerstand vergleichbare Werte auf. Sein Messbereich liegt unter physikalischen Normalbedingungen ($T=0^\circ\text{C}$, $p=1\text{ bar}$, $p_D=0\text{ mmHg}$) bei -250 l/min bis $+250\text{ l/min}$, die minimale Auflösung bei $0,033\text{ l/min}$. Der relative Messfehler beträgt bei Werten $<100\text{ l/min}$ 5 % und bei Werten $>100\text{ l/min}$ 10 %. Der Flowsensor übermittelt die Daten an ein eigens dafür entwickeltes Aufzeichnungsgerät (Weinmann EMT GmbH + Co. KG, Hamburg, Deutschland), in dem sich eine Speicherkarte (Secure Digital Memory Card, SD-Speicherkarte) befindet.

Der Druck wurde über einen speziellen Schlauch abgeleitet und von dem Drucksensor (Weinmann EMT GmbH + Co. KG, Hamburg, Deutschland; Produktbezeichnung: WM 28998) synchron und hochaufgelöst (Abtastrate 128 Hz) erfasst. Dessen

Messbereich liegt bei -5 bis 100 mbar, der relative Fehler beträgt $1,7\%$ Full Scale (FS). Bei einem p_{insp} von 19 mbar beträgt der absolute Fehler folglich $\pm 0,323$ mbar.

2.1.4 Sensoren zur Erfassung der manuellen Thoraxkompressionen

Die Drucktiefe und Frequenz der manuellen Thoraxkompression wurden durch den potentiometrischen Sensor im Inneren des Simulationsmodells erfasst. Dieser verfügt über eine Auflösung von $< 0,1$ mm. Der absolute Fehler ist geringer als 1 mm. Der Einsatzbereich liegt zwischen 0 und 50°C . Der Sensor übermittelt die erfassten Daten ebenfalls an das Aufzeichnungsgerät.

Gleichzeitig wurden die Drucktiefe und Frequenz der manuellen Thoraxkompression durch die Technik „corPatch CPR“ des Gerätes „Corpuls³“ (GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH, Kaufering, Deutschland) registriert:



Abbildung 2.2: Sensorfeld „corPatch CPR“ mit Verbindungskabel [56].

„corPatch CPR“ ist ein spezielles Sensorfeld, auf dem die Probanden die Thoraxkompressionen durchführten. Der in diesem Feld integrierte Sensor ist nach Herstellerangaben [56] ein Beschleunigungssensor, der Frequenzen von $70/\text{min}$ bis $150/\text{min}$ und Eindringtiefen von $1,9$ cm bis $10,1$ cm registrieren kann. Die Genauigkeit liegt bei ± 3 Kompressionen/min und $\pm 0,635$ cm (absoluter Fehler) bzw. $2,7\%$ und $11,5\%$ (relativer Fehler). Die Betriebstemperatur des Sensors liegt im Bereich

von -10°C bis $+60^{\circ}\text{C}$, seine Größe beträgt $87\text{ mm} \cdot 51\text{ mm}$ und sein Gewicht 50 g . Die Position des Sensorfeldes auf dem Simulationsmodell wurde gemäß der visuellen Anleitung des Herstellers auf dem Sensorfeld bestimmt, vgl. Abbildung 2.2 auf der vorherigen Seite.

2.2 Variablen

Gemäß der genannten Fragestellung werden folgende Variablen definiert:

2.2.1 Unabhängige Variable

Die unabhängige Variable stellt die manuelle Thoraxkompression unter den drei Beatmungsformen dar.

2.2.2 Abhängige Variablen

Die abhängigen Variablen werden im Folgenden in Haupt- und Nebenzielparameter differenziert:

Hauptzielparameter

Als Hauptzielparameter ist die Abweichung von der eingestellten Zielgröße definiert. Sie wird operationalisiert durch das Tidalvolumen (V_t) bei IPPV sowie den Inspirationsdruck (p_{insp}) bei BiLevel und CCSV. Die Messung der Hauptzielparameter ermöglicht eine Aussage über die Annahme der Forschungs- bzw. der Nullhypothese, vgl. Kapitel 2.7.1 auf Seite 43.

Tabelle 2.2: Definition der Hauptzielparameter: Die Tabelle zeigt die Hauptzielparameter für die jeweiligen Beatmungsmuster.

Beatmung	Hauptzielparameter
IPPV	V_t
BiLevel	p_{insp}
CCSV	p_{insp}

Nebenzielparameter

Darüber hinaus wird untersucht, ob eine Korrelation zwischen der Frequenz bzw. der Drucktiefe der manuellen Thoraxkompression und dem Tidalvolumen (V_t) bei IPPV sowie dem Inspirationsdruck (p_{insp}) bei BiLevel und CCSV besteht. Diese Untersuchung erhebt keinen explanativen, sondern lediglich einen deskriptiven Anspruch.

2.3 Studienteilnehmende

Die Möglichkeit zur freiwilligen und unentgeltlichen Teilnahme an der Studie wurde im Rahmen der jährlichen Rettungsdienstfortbildungen zu verschiedenen Zeitpunkten, vgl. Kapitel 2.4 auf der nächsten Seite, vorgestellt.

2.3.1 Einschlusskriterien

Von den Interessenten wurden diejenige ausgewählt, die zu dem Zeitpunkt der Untersuchung folgende Kriterien erfüllten:

- Berechtigung zur Führung der Berufsbezeichnung „Rettungsassistent/in“
- Tätigkeit im Rettungsdienst des Landkreises Gießen bzw. Marburg-Biedenkopf
- zertifizierte Fortbildung in den erweiterten Maßnahmen der Reanimation (Advanced Life Support (ALS) gemäß den Leitlinien des European Resuscitation Council (ERC) aus dem Jahr 2010 [104])
- Aufklärung über die Durchführung der vorliegenden Studie (Probandenaufklärung)
- Zustimmung zur Teilnahme an der Studie (vollständig ausgefüllte Einverständniserklärung)

Auf diese Weise wurde eine einheitliche Ausbildung hinsichtlich der Durchführung der manuellen Thoraxkompression sowie eine regelmäßige Schulung dieser Maßnahme gemäß der aktuellen Vorgaben des ERC [104] sichergestellt.

2.3.2 Ausschlusskriterien

Für den Ausschluss aus der Studie wurden folgende Kriterien definiert:

- Widerruf der Einverständniserklärung
- selbstständiger Abbruch der Durchführung der manuellen Thoraxkompressionen durch den Probanden, z. B. aufgrund von Ermüdungserscheinungen
- technische Probleme im Zusammenhang mit der Beatmung oder der Erhebung von Messdaten am Simulationsmodell
- sonstige Ereignisse, bei denen ein Einfluss auf die erhobenen Messwerte nicht sicher ausgeschlossen werden kann, z. B. Kenntnis des Beatmodus CCSV.

Die Probanden hatten zu jedem Zeitpunkt die Möglichkeit, die Teilnahme an der Studie abubrechen, ohne dass daraus negative Folgen für sie resultierten.

2.4 Versuchsdurchführung

2.4.1 Zeitpunkt und Ort der Datenerhebungen

Die Datenerhebungen fanden von Mai bis November 2014 in Wolfshausen (Gemeinde Weimar, Landkreis Marburg-Biedenkopf) und Linden (Landkreis Gießen) statt.

2.4.2 Ablauf der Datenerhebung

Vor jeder einzelnen Datenerfassung wurde mit einem Prüfgerät (Feindosierventil mit Flussröhre) eine Dichtigkeitsmessung der Simulatorlunge durchgeführt. Zu diesem Zweck wurde ein Druck von 30 mbar in der Simulatorlunge aufgebaut und bei einem Flow von 0,21/min überprüft, wie sich dieser in einem Zeitraum von 20 s verhält. Kommt es zu keinem erkennbaren Druckverlust, gilt die Simulatorlunge als dicht. Ein Druckanstieg ist ausdrücklich erlaubt.

Vor der Untersuchung wurden die Probanden jeweils gebeten, einen Briefumschlag zu ziehen. In diesem befand sich die Probandenaufklärung, die Einverständniserklärung sowie ein Fragebogen, vgl. Kapitel 7.2.1 auf Seite 94 und 7.2.2 auf Seite 95.

Nach erfolgter Aufklärung durch den Versuchsleiter und dem Ausfüllen der Einverständniserklärung führten die Probanden über einen Zeitraum von zwei Minuten kontinuierliche Thoraxkompressionen auf dem Sensorfeld durch. Dieser Zeitraum wurde in Anlehnung an die Empfehlungen des ERC [104] gewählt und reduziert die Wahrscheinlichkeit von Ermüdungseffekten auf die Ausführung der Maßnahme. Abbildung 2.3 stellt den Ablauf der Datenerhebung schematisch dar:

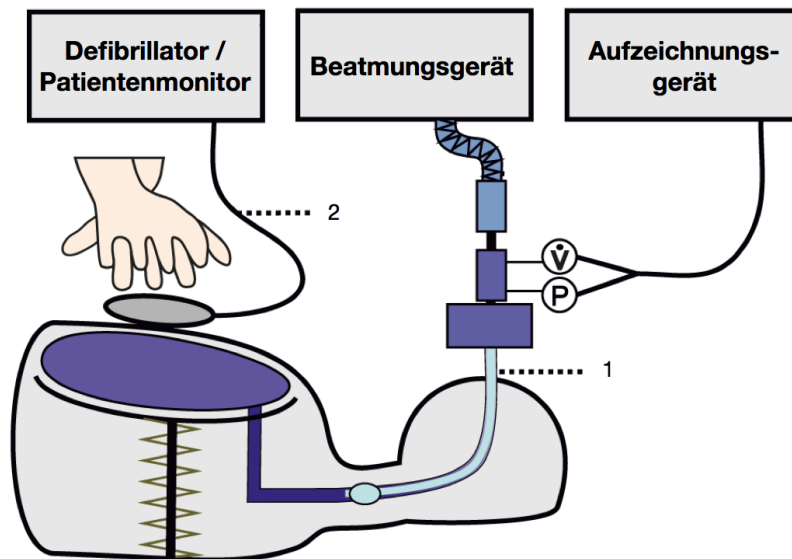


Abbildung 2.3: Schematische Abbildung zu Versuchsaufbau und -durchführung: Die Abbildung zeigt einen Probanden, der an dem Simulationsmodell manuelle Thoraxkompressionen durchführt. Die Simulatorlunge wird über einen Endotrachealtubus (1) von dem Beatmungsgerät „MEDUMAT Transport“ mit 100 % Sauerstoff beatmet. Die Drucktiefe und Frequenz der manuellen Thoraxkompressionen werden durch das „corPatch CPR“-Sensorfeld (2) erfasst, das mit dem Defibrillator bzw. Patientenmonitor „Corpuls³“ verbunden ist. Die gleichen Parameter werden von einem internen Sensor erfasst. Dieser übermittelt die Daten ebenso wie der Druck- und Flowsensor an das Aufzeichnungsgerät. Abbildung modifiziert nach [128].

2.4 Versuchsdurchführung

Währenddessen generierte einer der Untersucher manuell anhand einer Stoppuhr eine vorher definierte, randomisierte Reihenfolge der drei verschiedenen Beatmungsmuster (IPPV, BiLevel und CCSV), die im Vorfeld auf den Unterlagen im Briefumschlag vermerkt wurde. Die erste durchgeführte Beatmung war dabei variabel (cross-over), vgl. Kapitel 2.5.4 auf Seite 34. Zwischen zwei unterschiedlichen Beatmungsmustern gab es jeweils eine Phase, in der keine Beatmung durchgeführt wurde (Kontrollphase, K). Die Beatmungen wurden grundsätzlich über einen Zeitraum von 30 s ausgeführt. Die Kontrollphase dauerte jeweils 10 s. So ergab sich die Gesamtdauer des Experiments von 2 min für jeden Probanden. Abbildung 2.4 stellt den Ablauf schematisch dar:

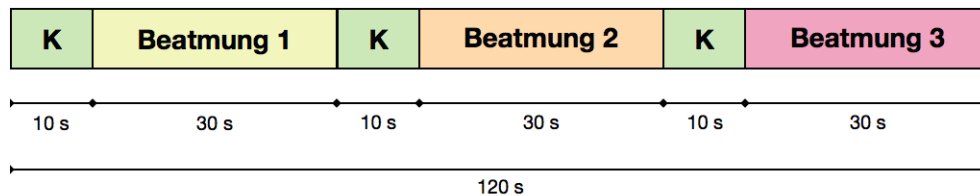


Abbildung 2.4: Allgemeine Reihenfolge der Beatmungsmuster: Über einen Zeitraum von 120 s werden die drei verschiedenen Beatmungsmuster (IPPV, BiLevel und CCSV) appliziert (Beatmung 1, Beatmung 2, Beatmung 3). Diese sind jeweils durch eine Pause von 10 s Dauer (Kontrollphase, K) unterbrochen. Die erste Beatmung wird nach 10 s begonnen. Abbildung modifiziert nach [128].

Bei dem Beatmungsmodus CCSV gab es die Besonderheit, dass der Versuchsleiter die Triggerempfindlichkeit manuell von 8 (unempfindlich) auf 5 (neutral) bzw. zusätzlich von 5 auf 3 (empfindlich) umstellte, falls er beobachtete, dass unter den aktuellen Einstellungen nicht mit jeder Thoraxkompression eine Beatmung ausgelöst wurde (1:1 Triggerung).

Im Anschluss an die Untersuchung wurden die Probanden gebeten, einen Fragebogen auszufüllen, vgl. Kapitel 7.2.1 auf Seite 94 und 7.2.2 auf Seite 95. Dieser bestand aus Fragen nach:

- Geschlecht
- Alter
- Größe
- Gewicht
- Zeitraum der Tätigkeit im Rettungsdienst
- Anzahl der durchgeführten Reanimationen im Rahmen der Tätigkeit im Rettungsdienst
- Einschätzung der eigenen Erfahrung im Rettungsdienst
- Einschätzung der eigenen Erfahrung mit Reanimationen im Rettungsdienst
- Einschätzung der Störung der manuellen Thoraxkompressionen durch die unterschiedlichen Beatmungsmuster
- Freifeld für eigene Kommentare

2.5 Kontrollmaßnahmen

Zur Kontrolle von potentiellen Störvariablen wurden folgende Maßnahmen ergriffen:

2.5.1 Konstanthalten der Untersuchungsbedingungen

Um sicherzustellen, dass der Versuchsaufbau und die Versuchsdurchführung zwischen den einzelnen Tagen der Datenerhebung identisch sind, wurde für beide eine entsprechende Checkliste erstellt (vgl. Kapitel 7.1.1 auf Seite 91 und Kapitel 7.1.2 auf Seite 92). Diese galt als verbindliche Vorgabe und wurde an den einzelnen Tagen der Datenerhebung geführt.

Die Untersuchung fand unter kontrollierten Bedingungen statt. Dabei wurden jeweils die äußeren Bedingungen (Temperatur in °C, Umgebungsdruck in mbar und relative Luftfeuchtigkeit in %) mit dem kalibrierten Hygrometer mit Druckanzeige „testo 622“ (Testo AG, Lenzkirch, Deutschland) gemessen.

2.5.2 Minimierung möglicher Störfaktoren

Die vom Hersteller des „corPatch CPR“ vorgesehene visuelle und akustische Rückmeldung bezüglich der Qualität der Herzdruckmassage (Frequenz und Drucktiefe) während der simulierten Reanimation erfolgte nicht, da die Sprachausgabe des Gerätes deaktiviert wurde und der Monitor des Gerätes im Rahmen der Untersuchung für die Probanden nicht sichtbar war. Auf diese Weise wurde eine Beeinflussung der ausgeführten Maßnahmen verhindert.

2.5.3 Verblindung

Die Probanden erfuhren im Rahmen der Aufklärung, dass das Ziel der Studie darin besteht, die Wechselwirkungen zwischen maschineller Ventilation und manueller Thoraxkompression bei der kardiopulmonalen Reanimation im Simulationsmodell zu untersuchen. Es wurde ihnen mitgeteilt, dass sie über einen Zeitraum von zwei Minuten durchgängig manuelle Thoraxkompression durchführen sollen, während das Beatmungsgerät drei verschiedene Beatmungsmuster generiert. Die Probanden waren bezüglich Art und Reihenfolge der Beatmungsmuster sowie deren Dauer verblindet.

2.5.4 Ausbalancieren der Reihenfolge der Beatmungsmuster

Um potentielle Zeit- und Reihenfolgeeffekte der unterschiedlichen Beatmungsformen, die ggf. im Sinne von Störvariablen auf die unabhängige und die abhängige Variable wirken könnten, zu kontrollieren, wurden diese ausbalanciert. Die Buchstaben A–F repräsentierten die sechs denkbaren Reihenfolgen der drei unterschiedlichen Beatmungsmuster in den Abbildungen 2.5–2.10 auf den folgenden Seiten. Diese Reihenfolgen kamen daher im Rahmen der Studie in gleicher Häufigkeit vor.

2.5 Kontrollmaßnahmen

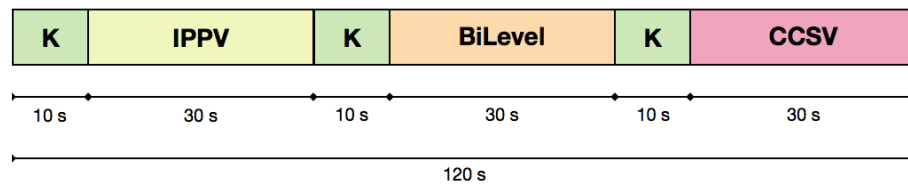


Abbildung 2.5: Reihenfolge A der Beatmungsmuster.

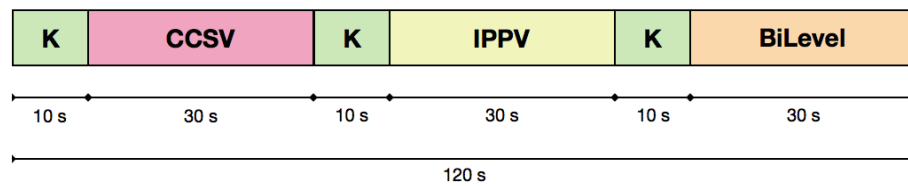


Abbildung 2.6: Reihenfolge B der Beatmungsmuster.

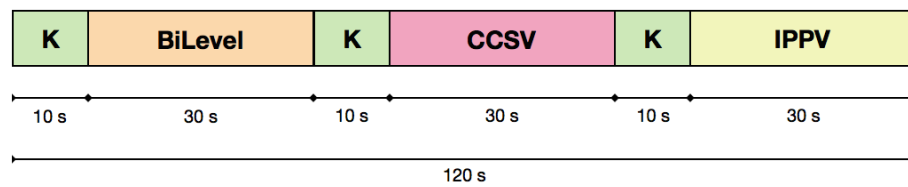


Abbildung 2.7: Reihenfolge C der Beatmungsmuster.

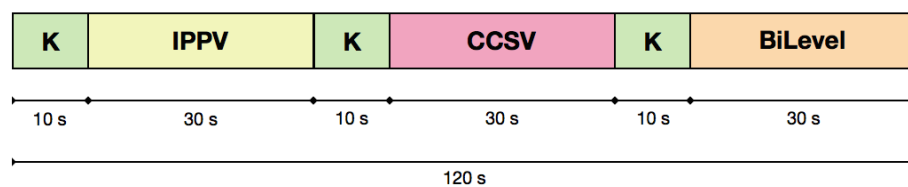


Abbildung 2.8: Reihenfolge D der Beatmungsmuster.

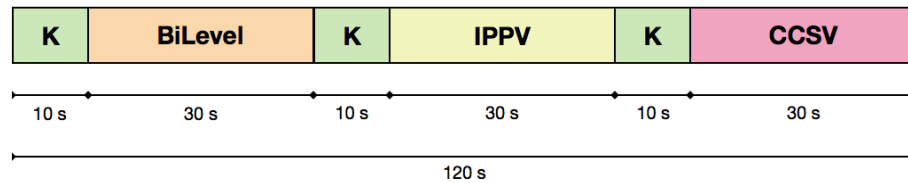


Abbildung 2.9: Reihenfolge E der Beatmungsmuster.



Abbildung 2.10: Reihenfolge F der Beatmungsmuster.

Der Buchstabe für die Reihenfolge war zusammen mit einer Zahl von 1–15 auf den Unterlagen im Briefumschlag vermerkt, sodass die aufgezeichneten Daten jedes Probanden einer Kennziffer zugeordnet werden können.

2.5.5 Randomisieren der Probanden zu den Reihenfolgen

Die Probanden wurden randomisiert zu den unterschiedlichen Reihenfolgen zugeordnet, um mögliche andere Störeffekte auszuschalten. Die Randomisierung erfolgte durch das Ziehen des Umschlages durch die Probanden.

2.5.6 Datenschutz

Die Versuchsleiter haben zu keinem Zeitpunkt der Studie Namen oder Vornamen der Probanden registriert. Um eine etwaige Nachverfolgbarkeit anhand der Kennziffer und der Unterschrift zu verhindern, wurden die Kennziffern nach erfolgter Einverständniserklärung von dem Blatt abgetrennt.

2.5.7 Objektivierung der Auswertung

Untersuchungsdaten

Die Durchführung der Datenerhebung gemäß dem Protokoll wurde von den Untersuchern beaufsichtigt. Danach wurden die Daten anhand des eigens dafür entwickelten Programms „CCSV_datalogger.vi“ von ihnen auf Plausibilität hin überprüft (Eigenüberwachung). Später wurden diese Daten von einer weiteren Person zusätzlich beurteilt (Fremdüberwachung).

In die Studie wurden entsprechend diejenigen Probanden eingeschlossen, deren Datenerhebung gemäß der Checkliste problemlos verlaufen ist und deren Daten von allen beteiligten Personen als plausibel bezeichnet wurden. Bei Fehlern im Versuchsaufbau oder der -durchführung, die zum Ausschluss des Probanden führen, muss dieser von den Untersuchern unabhängig entschieden und dokumentiert werden.

Daten aus den Fragebögen

Die Daten aus den Fragebögen wurden von den Untersuchern in eine Tabelle [47] übertragen und im Nachhinein von diesen erneut überprüft (Eigenüberwachung). Im Rahmen der statistischen Auswertung erfolgte darüber hinaus eine Plausibilitätskontrolle (Fremdüberwachung), vgl. Kapitel 2.7 auf Seite 43.

2.6 Datenauswertung

Die Datenauswertung dieser Dissertation bezieht sich auf die vollständig durch das Beatmungsgerät generierten Beatmungen (Hauptzielparameter) sowie die Drucktiefe und die Frequenz der manuellen Thoraxkompressionen (Nebenzielparameter) in den 30 s dauernden Phasen, vgl. Abbildung 2.4 auf Seite 32. Sie erfolgte anhand des nachfolgend beschriebenen Verfahrens zweifach, um Fehler auszuschließen (Reliabilitätsprüfung): Die während der Versuchsphase erhobenen Messdaten können nach Eingabe der Untersuchungsbedingungen (Temperatur, Luftdruck und Luftfeuchtigkeit) mit dem Programm „CCSV_Datalogger_mit_Auswertung.vi“ graphisch dargestellt werden, vgl. Abbildung 2.11 auf der nächsten Seite.

2.6 Datenauswertung

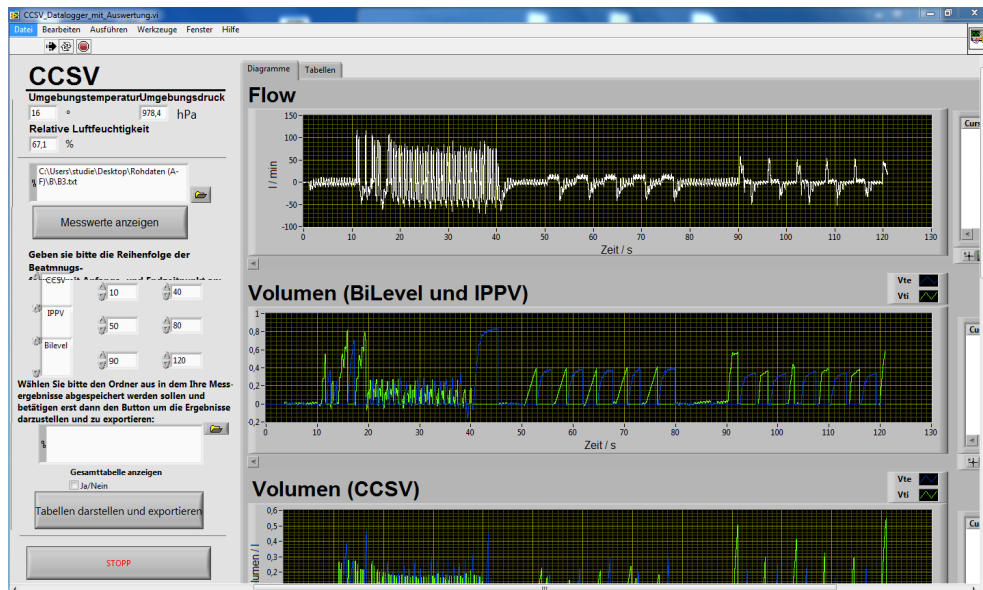


Abbildung 2.11: Graphische Darstellung der Messdaten: Mit Hilfe der Software „CCSV_Datalogger_mit_Auswertung.vi“ können nach Eingabe der Untersuchungsbedingungen (Temperatur, Luftdruck und Luftfeuchtigkeit) die Messdaten (Flow, Volumen, Druck sowie Tiefe und Frequenz der Thoraxkompressionen) graphisch dargestellt und automatisiert in eine Tabelle übernommen werden.

Anhand der graphischen Darstellung lassen sich die definierten Zeitfenster (10–40 s, 50–80 s, 90–120 s) eingeben und können bei Abweichungen von diesem Rahmen angepasst werden. Darüber hinaus kann die Reihenfolge der Beatmungsmuster für den jeweiligen Datensatz festgelegt werden. Auf dieser Grundlage lässt sich mit dem Programm automatisiert eine Tabelle [47] generieren, die für die statistische Auswertung der Haupt- und Nebenzielparameter maßgeblich war.

2.6.1 Hauptzielparameter

Tidalvolumen (V_t) bei IPPV

Abbildung 2.12 zeigt beispielhaft die Atemgaskurven der In- und Expiration unter IPPV bei gleichzeitigen manuellen Thoraxkompressionen eines Probanden.

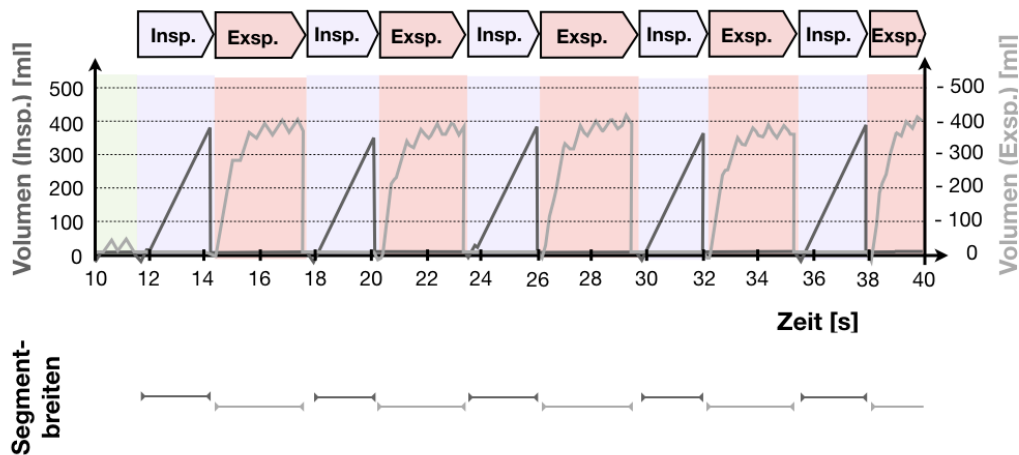


Abbildung 2.12: Tidalvolumen (V_t) bei IPPV in Inspiration (Insp.) und Expiration (Exsp.) während manueller Thoraxkompressionen (nicht dargestellt). Abbildung erstellt nach gemessenen Werten von Proband A5, Zeitraum 10–40 s.

Die Segmentbreite beginnt mit dem Anstieg der Volumenkurve und endet, nachdem diese Kurve wieder die Nulllinie erreicht. Das durch das Beatmungsgerät applizierte Volumen wird gemessen. An dieser Stelle wird das Flusssignal von dem Programm „CCSV_Datalogger_mit_Auswertung.vi“ bewertet. Durch Erkennung der Nulldurchgänge des gefilterten Signals kann hier, gesichert durch Hysterese, zwischen In- und Expiration unterschieden werden. Das Volumen (in ml) wird durch Summation aller Flowwerte und Multiplikation mit der Abtastrate des Messgerätes (128 Hz) und deren Anzahl berechnet.

Inspirationsdruck (p_{insp}) unter BiLevel-Ventilation

Abbildung 2.13 zeigt beispielhaft die Atemgaskurven der In- und Expiration unter BiLevel bei gleichzeitigen manuellen Thoraxkompressionen eines Probanden.

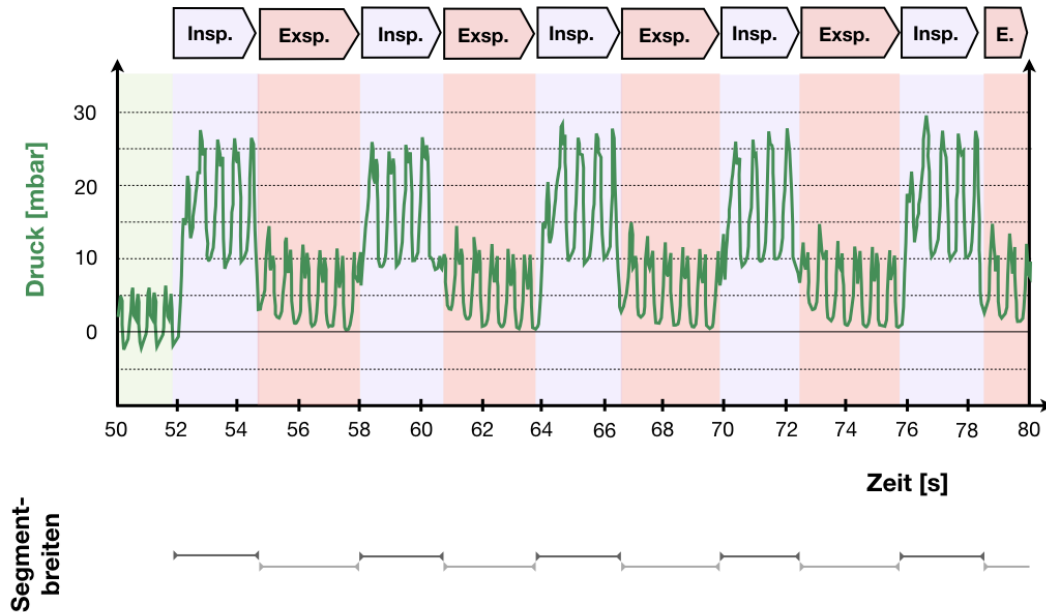


Abbildung 2.13: Auswertung des Inspirationsdrucks (p_{insp}) bei BiLevel in Inspiration (Insp.) und Expiration (Exsp.) während manueller Thoraxkompressionen (nicht dargestellt). Abbildung erstellt nach gemessenen Werten von Proband A5, Zeitraum 50–80 s.

Hier registriert das Programm anhand einer wegen der Thoraxkompression und den daraus resultierenden Undulationen gefilterten Kurve die an- und abfallenden Phasen, die In- bzw. Expirationsphasen signalisieren. Zur Absicherung kommt im Rahmen der Nulldurchgangserkennung eine Hysterese gegen Fehltrigger zum Einsatz. So lässt sich der Wert p_{insp} (mbar) bei BiLevel ermitteln. Er spiegelt den maximalen, in der Inspirationsphase registrierten Wert wider. Darüber hinaus wurde p_{mean} (arithmetischer Mittelwert aller in der Inspirationsphase gemessenen Werte) berechnet. Dieser wurde bei der Auswertung jedoch nicht berücksichtigt, da p_{insp} maßgeblich für den intrathorakalen Druck ist.

Inspirationsdruck (p_{insp}) unter Chest Compression Synchronised Ventilation

Abbildung 2.14 zeigt beispielhaft die Atemgaskurve in In- und Expiration unter CCSV bei gleichzeitigen manuellen Thoraxkompressionen eines Probanden.

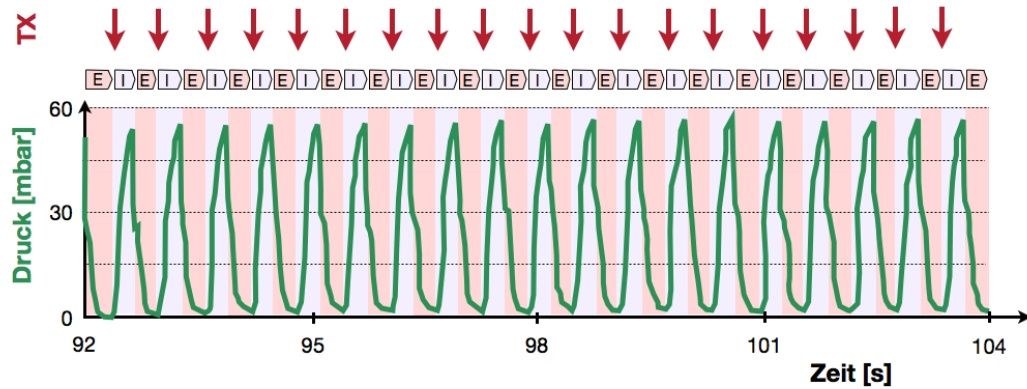


Abbildung 2.14: Auswertung des Inspirationsdrucks (p_{insp}) bei CCSV in Inspiration (I) und Expiration (E) während manueller Thoraxkompressionen (TX). Abbildung erstellt nach gemessenen Werten von Proband A5, Zeitraum 92–104s.

Die Berechnung der Druckwerte unter CCSV erfolgt analog zu BiLevel. Hier wird jedoch ein ungefiltertes Signal verwendet, weil die Thoraxkompressionen ein integraler Bestandteil der Beatmungsform sind.

2.6.2 Nebenzielparameter

Drucktiefe und Frequenz der Thoraxkompressionen

Es werden diejenigen Thoraxkompressionen ausgewertet, die eindeutig einem Beatmungshub zuzuordnen sind. Zur Berechnung der Frequenz f wird folgende Formel verwendet:

$$f = \frac{\text{Anzahl der Thoraxkompressionen (1/min)}}{\text{Zeitdauer (s)}} \quad (2.4)$$

Abbildung 2.15 zeigt exemplarisch die Drucktiefe und die Frequenz der Thoraxkompression eines Probanden im Verlauf der Untersuchung:

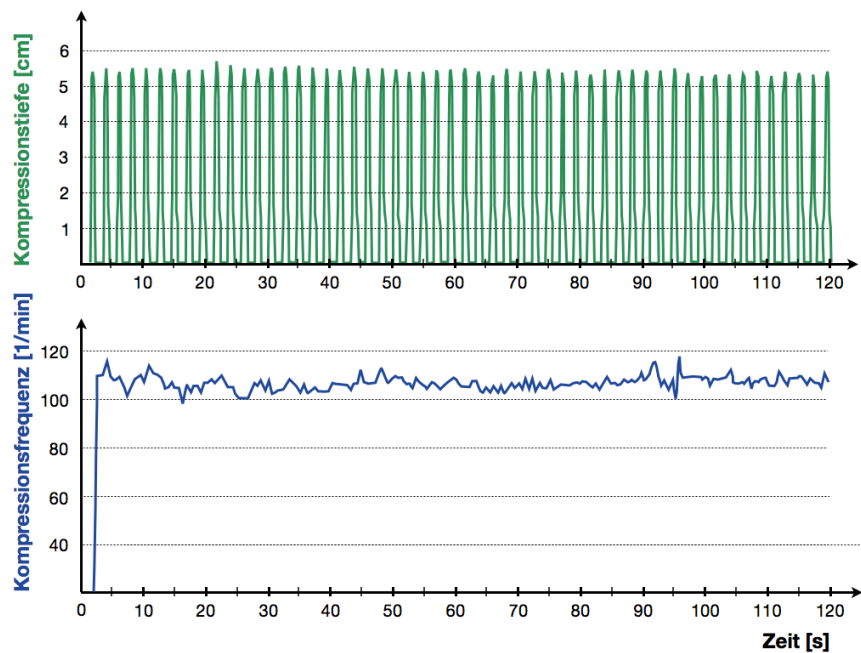


Abbildung 2.15: Auswertung der Drucktiefe und der Frequenz der manuellen Thoraxkompressionen: Das Programm „CCSV_Datalogger_mit_Auswertung.vi“ generiert automatisch aus den hier dargestellten Kurvenverläufen die entsprechenden numerischen Werte, die dann manuell den unterschiedlichen Phasen bzw. den Beatmungsparametern zugeordnet werden können. Gleichmaßen können daraus Mittelwerte berechnet werden.

Diese Werte werden im Folgenden mit dem Tidalvolumen (V_t) bei IPPV sowie dem Inspirationsdruck (p_{insp}) bei BiLevel und CCSV verglichen. Zu diesem Zweck wird jeweils der Mittelwert pro Proband ermittelt und der Korrelationskoeffizient r berechnet.

2.7 Statistische Verfahren

In den folgenden Abschnitten werden die statistischen Verfahren, die im Rahmen dieser Arbeit verwendet wurden, beschrieben.

2.7.1 Statistische Auswertung

In dieser Untersuchung wird die Beeinflussung der Beatmungsmuster durch die Häufigkeit des Erreichens bzw. Verfehlens der voreingestellten Beatmungsparameter operationalisiert. Konkret werden im Rahmen der vorliegenden Studie folgende Hypothesen überprüft:

Forschungshypothese, H_1

Es gibt *einen* Unterschied bei der Häufigkeit des Erreichens der voreingestellten Beatmungsparameter zwischen IPPV, BiLevel und CCSV bei gleichzeitiger manueller Thoraxkompression.

Nullhypothese, H_0

Es gibt *keinen* Unterschied bei der Häufigkeit des Erreichens der voreingestellten Beatmungsparameter zwischen IPPV, BiLevel und CCSV bei gleichzeitiger manueller Thoraxkompression.

Das in H_1 und H_0 enthaltene „Erreichen des voreingestellten Beatmungsparameters“ wird in Anlehnung an die für das verwendete Beatmungsgerät „MEDUMAT Transport“ geltende europäische Norm DIN EN 794-3:2009-12 [39] und unter Berücksichtigung der Gebrauchsanleitung [143] wie folgt definiert:

IPPV

- Das eingestellte Atemhubvolumen V_t gilt als erreicht, wenn es den voreingestellten Wert nicht um mehr als 20 % bzw. nicht um mehr als 50 ml verfehlt. In dieser Untersuchung wird ein V_t von 450 ml gewählt (vgl. Tabelle 2.1 auf Seite 26), sodass die maximal zulässige Abweichung 50 ml beträgt. Entsprechend gelten Volumina im Bereich von 400–500 ml als erfüllte Hauptzielparameter.

BiLevel

- Der eingestellte Inspirationsdruck (p_{insp}) gilt als erreicht, wenn die Abweichung nicht mehr als 10 % bzw. nicht mehr als 3 hPa (= 3 mbar) beträgt. In dieser Untersuchung wird ein p_{insp} von 19 mbar gewählt (vgl. Tabelle 2.1 auf Seite 26), sodass die maximal zulässige Abweichung 1,9 mbar beträgt. Entsprechend gelten Drücke im Bereich von 17,1–20,9 mbar als erfüllte Hauptzielparameter.

CCSV

- Der eingestellte Inspirationsdruck (p_{insp}) gilt als erreicht, wenn die Abweichung nicht mehr als 10 % bzw. nicht mehr als 3 hPa (= 3 mbar) beträgt. In dieser Untersuchung wird ein p_{insp} von 60 mbar gewählt (vgl. Tabelle 2.1 auf Seite 26), sodass die maximal zulässige Abweichung 6,0 mbar beträgt. Entsprechend gelten Drücke im Bereich von 54–66 mbar als erfüllte Hauptzielparameter.

Darüber hinaus wird eine Differenzierung vorgenommen. Es ist anzunehmen, dass es klinisch einen Unterschied ausmacht, ob der Zielbereich über- oder unterschritten wird.

Die o.g. Häufigkeitsunterschiede werden mittels Chi-Quadrat Vierfeldertest (bei kleinen Zellenbesetzungen mittels Fisher's exaktem Test) auf Signifikanz überprüft. Unterschiede zwischen den Beatmungsformen hinsichtlich zentraler Tendenz der abhängigen Variablen werden mittels t -Test für abhängige Stichproben (paarweiser Vergleich) bzw. varianzanalytisch (simultaner Vergleich aller Modi, Modell mit Messwiederholung) mit anschließendem Scheffe-Test auf Signifikanz kontrolliert.

Bei Verletzung der Voraussetzungen für diese parametrischen Verfahren kommen die entsprechenden nicht-parametrischen Verfahren zum Einsatz (Wilcoxon-Test bzw. Friedman-Test mit multiplen post-hoc Einzelvergleichen. Zur Signifikanzprüfung der Einzelvergleiche werden Bonferroni-Holm korrigierte p -Werte herangezogen). Als Signifikanzniveau wird $\alpha = 0,05$ festgelegt. Alle statistischen Berechnungen werden mittels der Statistikpakete SPSS [61] und BiAS für Windows [14] durchgeführt.

Während der Beatmung mit CCSV ist anzunehmen, dass die Anzahl der Ereignisse nicht für alle Probanden identisch ist. Um weitergehende Analysen der Trefferhäufigkeit (z. B. Streuung, Unterschiede bezüglich zentraler Tendenz) zu ermöglichen, wird für jeden Probanden die relative Häufigkeit für die Erreichung des Zielkriteriums berechnet.

Zur Charakterisierung der Stichprobe werden, je nach Skalenniveau und Verteilungsform der Variablen, Mittelwert und Median (zentrale Tendenz), Standardabweichung und Interquartilabstand (Streuungsmaß) sowie Minimum und Maximum (Extremwerte) berechnet (deskriptive Maße).

2.7.2 Fallzahlberechnung

Der geschilderte Versuchsaufbau wurde in dieser Form noch nicht durchgeführt. Die für den Beatmungsmodus CCSV vorliegenden Daten von Kill et al. (2014 und 2015) [68, 69] stammen aus Untersuchungen am Schweinemodell mit einem grundlegend unterschiedlichen Versuchsdesign sowie anderen Haupt- und Zielkriterien. Die Daten sind daher nicht ohne weiteres auf diese Studie übertragbar. Entsprechend fehlen die Voraussetzungen für eine empirisch begründbare Fallzahl-schätzung.

Die Fallzahl lässt sich somit nur inhalt-theoretisch herleiten: Für die statistische Auswertung wird die Irrtumswahrscheinlichkeit auf $\alpha = 0,05$ und die Teststärke auf 80 % ($1-\beta$) festgelegt. Das Erreichen der voreingestellten Parameter unter den drei Beatmungsformen wird in dem vorliegenden Versuch als Hauptzielparameter definiert. Eine Empfehlung für eine der untersuchten Beatmungsformen ließe sich unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Effektstärke im Paarvergleich der Methoden (Hauptzielparameter) begründen. Diese Effektstärke wird zur statisti-

schen Auswertung nach Cohen (1988) [29] und Bortz (2007 und 2010) [16, 17] auf 0,3–0,5 festgelegt. Auf Grundlage dieser Festlegungen ($\alpha = 0,05$, Teststärke 80 %, $df = 1$ für den paarweisen Vergleich und einer mittleren Effektstärke) wird nach Bortz et al. (2007) [16] und mit Hilfe von „Power Calculator“ (Clinical-Trials.De, Köln, Deutschland) [57] sowie BiAS für Windows® [14] eine Gesamtstichprobengröße von $n = 87$ berechnet. Auf dieser Grundlage werden pro Abfolge 15 Probanden eingeschlossen, um eine gleiche Anzahl an Probanden pro Reihenfolge gewährleisten zu können, vgl. Kapitel 2.5.4 auf Seite 34.

2.8 Ethik

Die Untersuchung ist Teil der Studie „Wechselwirkungen zwischen maschineller Ventilation und manueller Thoraxkompression bei der kardiopulmonalen Reanimation im Simulationsmodell“, die der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg am 10.03.2014 vorgelegt wurde. Die Ethikkommission hat ihr Verfahren am 02.04.2014 mit einem positiven Ethikvotum abgeschlossen (Aktenzeichen: Studie 36/14).

3 Ergebnisse

3.1 Beschreibung der Stichprobe

Insgesamt haben 99 Probanden an der Untersuchung teilgenommen. Von diesen wurden gemäß der in Kapitel 2.3.1 auf Seite 29 genannten Einschlusskriterien und unter Berücksichtigung der in Kapitel 2.7.2 auf Seite 45 vorgenommenen Fallzahlberechnung sowie nach erfolgter Überprüfung der Daten 90 Probanden in die Studie eingeschlossen ($n = 90$; männlich = 63, weiblich = 23, ohne Geschlechtsnennung = 4), vgl. Abbildung 3.1 auf dieser Seite. Gemäß dem in Kapitel 2.3.2 auf Seite 30 genannten Kriterium „technische Probleme im Zusammenhang mit der Beatmung oder der Erhebung von Messdaten am Simulationsmodell“ war es in neun Fällen notwendig, die Probanden aus der Stichprobe auszuschließen. In acht dieser Fälle lag der Fehler im Versuchsaufbau, in einem Fall führte ein defekter Sensor zu einer fehlerhaften Registrierung der Daten.

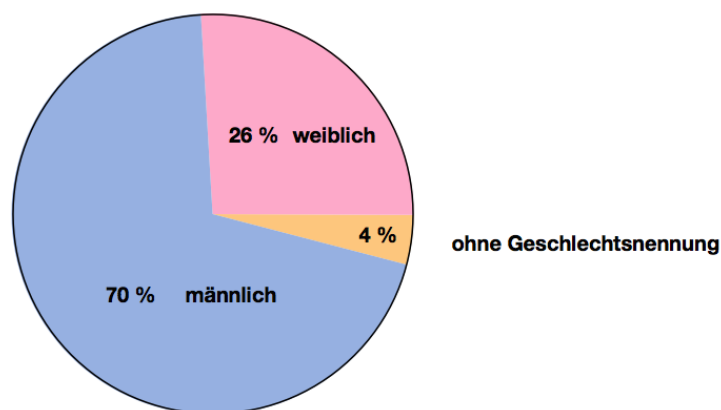


Abbildung 3.1: Die Abbildung gibt die Geschlechterverteilung innerhalb der Stichprobe an.

3.1 Beschreibung der Stichprobe

Weitere Merkmale (Alter in Jahren, Körpergröße in m, Gewicht in kg, Body-Mass-Index (BMI) und Berufserfahrung in Jahren) sind der Tabelle 3.1 auf dieser Seite zu entnehmen. Der BMI wurde nach folgender Formel berechnet:

$$\text{BMI} = \frac{\text{Körpermasse in kg}}{\text{Körpergröße in m}^2} \quad (3.1)$$

Tabelle 3.1: Beschreibung der Stichprobe: Alter, Größe, Gewicht, BMI und Berufserfahrung der eingeschlossenen Probanden, angegeben als Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Minimum (MIN), Maximum (MAX) und BMI.

	Alter (in Jahren)	Größe (in m)	Gewicht (in kg)	BMI	Berufserfahrung (Jahre)
MW	34,2	1,79	84,8	26,3	12,1
SD	9,8	0,1	18,0	4,7	8,2
MIN	19,0	1,54	55,0	19,0	0,5
MAX	62,0	1,96	160,0	45,8	39,0

Darüber hinaus wurden die Probanden gebeten, ihre Berufserfahrung im Rettungsdienst, die Anzahl der von ihnen bisher durchgeführten Reanimationen und ihre Erfahrung mit Reanimationen subjektiv einzuschätzen, vgl. Abbildungen 3.2–3.4 auf dieser bzw. der nächsten Seite.

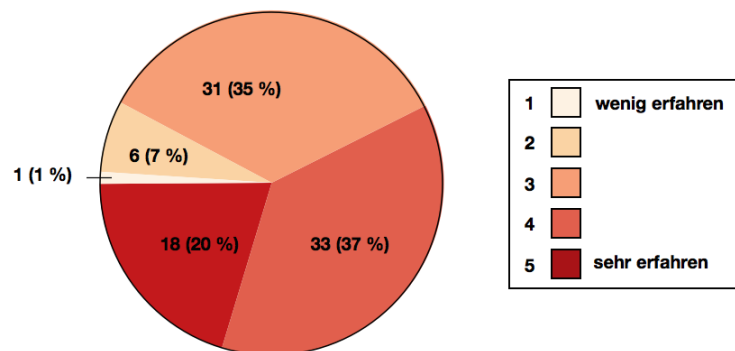


Abbildung 3.2: Beschreibung der Stichprobe: Berufserfahrung im Rettungsdienst: 1 = wenig erfahren, 5 = sehr erfahren.

3.1 Beschreibung der Stichprobe

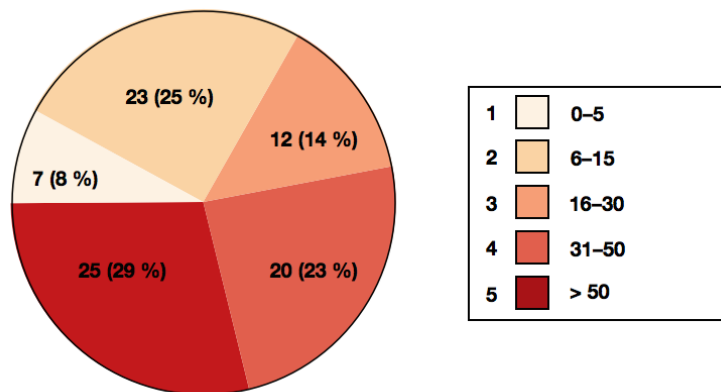


Abbildung 3.3: Beschreibung der Stichprobe: Anzahl der Reanimationen (absolut) (1 = 0–5, 2 = 6–15, 3 = 16–30, 4 = 31–50, 5 > 50).

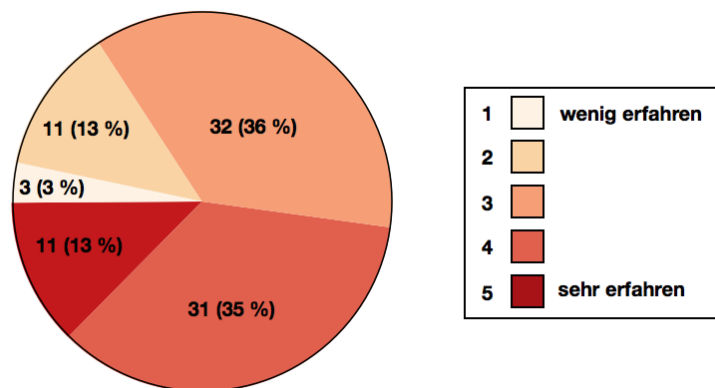


Abbildung 3.4: Beschreibung der Stichprobe: Erfahrung mit Reanimationen (1 = wenig erfahren, 5 = sehr erfahren).

3.2 Auswertung der Hauptzielparameter

3.2.1 Deskriptive Statistik

Da die Testung nach Kolmogoroff-Smirnov im Rahmen der statistischen Hypothesenprüfung, vgl. Kapitel 3.2.2 auf Seite 57, ergab, dass die Daten nicht normalverteilt sind, werden bei der Darstellung der Ergebnisse aus Gründen der Übersichtlichkeit die folgenden Werte verwendet:

- Median (MED)
- 1. Quartil (= 25 %-Perzentil) (Q1)
- 3. Quartil (= 75 %-Perzentil) (Q3)
- Minimum (MIN)
- Maximum (MAX)

Tidalvolumen (V_t) bei IPPV

Das Tidalvolumen (V_t) betrug durchschnittlich 400,13 ml (MED = 399,40 ml; Q1 = 386,38 ml; Q3 = 411,03 ml; MIN = 349,90 ml; MAX = 488,20 ml). Die Differenz zum voreingestellten Wert ($V_t = 450$ ml) wurde folglich im Mittel um 49,87 ml unterschritten. Bei 450 durchgeführten Beatmungen (90 Probanden mit jeweils 5 Beatmungen) waren 221 Beatmungen (51 %) im Zielbereich (400–500 ml), 229 (49 %) lagen darunter, 0 (0 %) darüber. Die Häufigkeit, den Zielbereich zu erreichen, betrug folglich 49 %. Die Häufigkeit, diesen zu verfehlen, entsprechend 51 %. Dabei wurde der Zielbereich in allen Fällen unterschritten. Die Abbildung 3.5 stellt die gemessenen Werte graphisch dar:

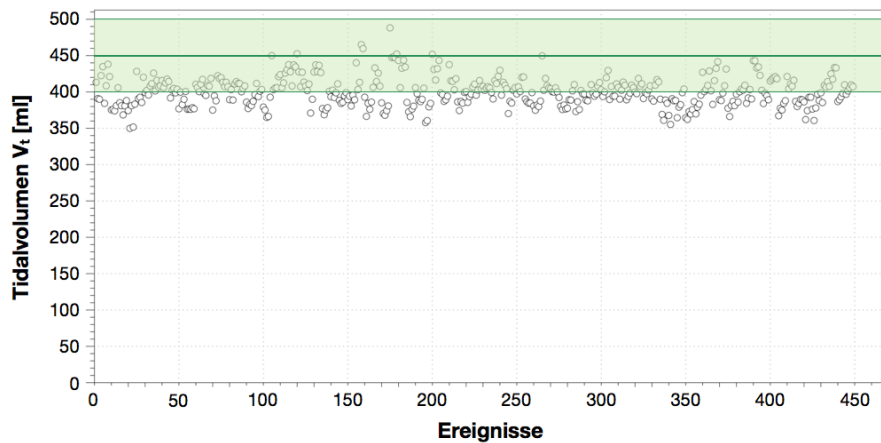


Abbildung 3.5: Gemessene Werte (V_t) bei IPPV: Die Abbildung stellt die Gesamtheit ($n = 450$) der gemessenen Werte (Tidalvolumen, V_t in ml) unter IPPV als Punkte dar. Die dunkelgrüne Linie markiert den Zielwert (450 ml), der Zielbereich (400–500 ml) ist hellgrün hervorgehoben.

Inspirationsdruck (p_{insp}) bei BiLevel

Der Inspirationsdruck (p_{insp}) betrug gemittelt 22,76 mbar (MED = 22,00 mbar; Q1 = 19,70 mbar; Q3 = 25,60 mbar; MIN = 16,80 mbar; MAX = 38,80 mbar). Die Differenz zum voreingestellten Wert ($p_{insp} = 19$ mbar) wurde folglich im Mittel um 3,76 mbar überschritten. Bei 450 durchgeführten Beatmungen (90 Probanden mit jeweils 5 Beatmungen) waren 195 Beatmungen (43 %) im Zielbereich von 17,1–20,9 mbar, 252 (56 %) lagen darüber, 3 (1 %) darunter. Die Häufigkeit, den Zielbereich zu erreichen, betrug folglich 43 %. Die Häufigkeit, diesen zu verfehlen, entsprechend 57 %. Dabei wurde der Zielbereich in nahezu allen Fällen überschritten. Die Abbildung 3.6 stellt die gemessenen Werte graphisch dar:

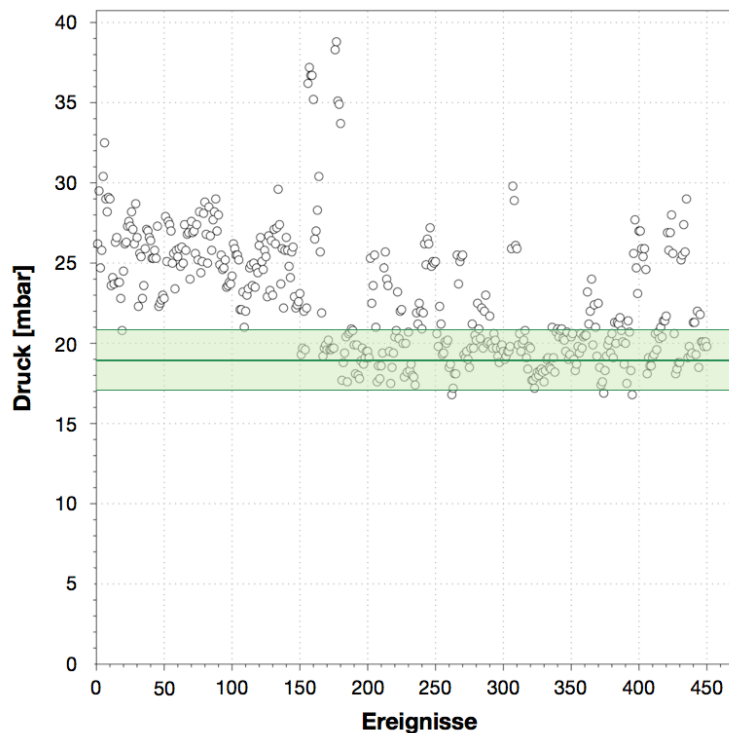


Abbildung 3.6: Gemessene Werte (p_{insp}) bei BiLevel: Die Abbildung stellt die Gesamtheit ($n = 450$) der gemessenen Werte (Inspirationsdruck, p_{insp} in mbar) unter BiLevel als Punkte dar. Die schwarze Linie markiert den Zielwert (19 mbar), der Zielbereich (17,1–20,9 mbar) ist grün hervorgehoben.

Inspirationsdruck (p_{insp}) bei CCSV

Der Inspirationsdruck (p_{insp}) betrug gemittelt 54,51 mbar (MED = 55,20 mbar; Q1 = 52,60 mbar; Q3 = 56,70 mbar; MIN = 35,30 mbar; MAX = 68,80 mbar). Die Differenz zum voreingestellten Wert (60 mbar) wurde im Mittel um 5,49 mbar unterschritten. Bei 3 997 durchgeführten Beatmungen (90 Probanden mit einer variabler Anzahl an Beatmungshüben) waren 2 649 Beatmungen (66 %) im Zielbereich (54,0–66,0 mbar), 1 366 (34 %) lagen darunter, 12 (0 %) darüber. Die Häufigkeit, den Zielbereich zu erreichen, betrug folglich 62 %. Die Häufigkeit, diesen zu verfehlen, entsprechend 38 %. Dabei wurde der Zielbereich in nahezu allen Fällen (1 366 von 1 378; 99 %) unterschritten. Die Abbildung 3.7 stellt die gemessenen Werte graphisch dar:

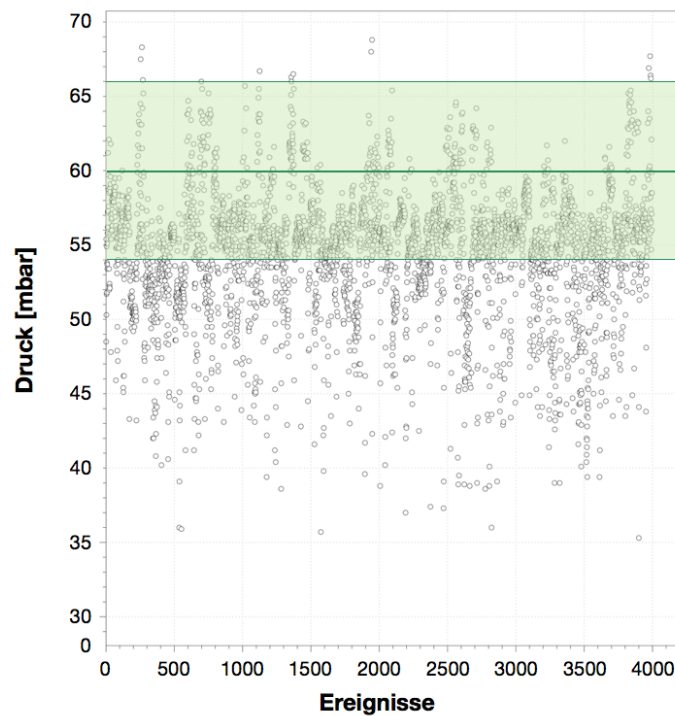


Abbildung 3.7: Gemessene Werte (p_{insp}) bei CCSV: Die Abbildung stellt die Gesamtheit ($n = 3\,997$) der gemessenen Werte (Inspirationsdruck, p_{insp} in mbar) unter CCSV als Punkte dar. Die dunkelgrüne Linie markiert den Zielwert (60 mbar), der Zielbereich (54–66 mbar) ist hellgrün hervorgehoben.

3.2 Auswertung der Hauptzielparameter

Überblick

Die in Kapitel 3.2.1 auf Seite 50 aufgeführten Ergebnisse (Hauptzielparameter) lassen sich wie folgt zusammenfassen:

Tabelle 3.2: Hauptzielparameter: Die Tabelle zeigt die gemessenen Werte der Hauptzielparameter (V_t und p_{insp}) der jeweiligen Beatmungsmuster.

	IPPV	BiLevel	CCSV
Hauptzielparameter	V_t in ml	p_{insp} in mbar	p_{insp} in mbar
Zielbereich	400–500	17,1–20,9	54–66
MED	399,40	22,00	55,20
Q1	386,38	19,70	52,60
Q3	411,03	25,60	56,70
MIN	349,90	16,80	35,30
MAX	488,20	38,80	68,80

Die Anzahl der Treffer und Fehler bei den drei Beatmungsformen sind Tabelle 3.3 zu entnehmen:

Tabelle 3.3: Anzahl der Treffer und Fehler: Die Tabelle stellt die Anzahl der Treffer und Fehler pro Beatmungsform dar. Bei den Fehlern wird hier unterschieden, ob sie den Zielbereich unterschritten („zu niedrig“) oder überschritten („zu hoch“) haben. Die Prozentzahlen der einzelnen Felder geben die relative Häufigkeit (gerundet) bezogen auf die Summe der Ereignisse für jede Beatmungsform getrennt an.

	IPPV	BiLevel	CCSV	Summe
zu niedrig	229 (51 %)	3 (1 %)	1 366 (34 %)	1 598
Treffer	221 (49 %)	195 (43 %)	2 619 (66 %)	3 035
zu hoch	0 (0 %)	252 (56 %)	12 (0 %)	264
Summe	450	450	3 997	4 897

3.2 Auswertung der Hauptzielparameter

Aus dieser Anzahl der Treffer und Fehler lassen sich folgende relative Häufigkeiten berechnen:

Tabelle 3.4: Relative Treffer- und Fehlerhäufigkeiten: Angegeben sind MED, das Q1, das Q3, der Range sowie MIN und MAX. Bei den Variablen bedeutet Treffer = Zielkriterium erreicht und Fehler = Zielkriterium nicht erreicht. 1 = Zielkriterium nicht erreicht, Wert niedriger; 3 = Zielkriterium nicht erreicht, Wert höher.

Variable	MED	Q1	Q3	Range	MIN	MAX
IPPV_Treffer	0,40	0,00	1,00	1,00	0,00	1,00
IPPV_Fehler	0,60	0,00	1,00	1,00	0,00	1,00
IPPV_1	0,60	0,00	1,00	1,00	0,00	1,00
IPPV_3	0,00	0,00	0,00	0,20	0,00	0,20
BiLevel_Treffer	0,20	0,00	1,00	1,00	0,00	1,00
BiLevel_Fehler	0,80	0,00	1,00	1,00	0,00	1,00
BiLevel_1	0,00	0,00	0,00	0,20	0,00	0,20
BiLevel_3	0,80	0,00	1,00	1,00	0,00	1,00
CCSV_Treffer	0,71	0,50	0,83	0,97	0,00	0,97
CCSV_Fehler	0,29	0,17	0,50	0,97	0,03	1,00
CCSV_1	0,29	0,17	0,49	0,97	0,03	1,00
CCSV_3	0,00	0,00	0,00	0,09	0,00	0,09

3.2 Auswertung der Hauptzielparameter

Die relativen Treffer- und Fehlerhäufigkeiten der einzelnen Beatmungsformen sind in Abbildung 3.8 dargestellt:

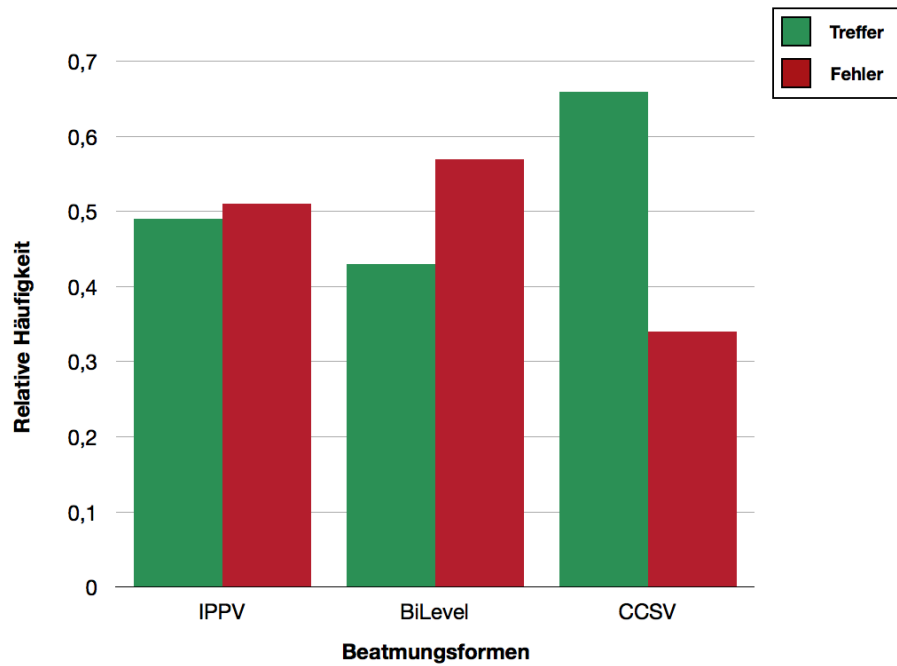


Abbildung 3.8: Relative Treffer- und Fehlerhäufigkeiten: Die Abbildung stellt die Treffer- und Fehlerhäufigkeiten der einzelnen Beatmungsformen dar.

3.2.2 Statistische Hypothesenprüfung

Die Testung nach Kolmogoroff-Smirnov ergab, dass die Daten nicht normalverteilt sind. Zur Überprüfung der Forschungs- und Nullhypothese wurden die relativen Häufigkeiten daher mittels nicht-parametrischer Verfahren (Chi-Quadrat Vierfeldertest, Friedman-Test und Wilcoxon-Rang-Test) auf Signifikanz überprüft.

Chi-Quadrat Vierfeldertest

Zur Prüfung statistisch signifikanter Unterschiede hinsichtlich des Erreichens des definierten Zielbereichs zwischen den einzelnen Beatmungsformen wurde der Chi-Quadrat Vierfeldertest durchgeführt. Der Test ergab folgende Werte:

IPPV vs. BiLevel	$\text{Chi}^2 = 3,02$	$(p = 0,082, \text{zweiseitig, nicht korrigiert})$
IPPV vs. CCSV	$\text{Chi}^2 = 47,21$	$(p < 0,0001, \text{zweiseitig, nicht korrigiert})$
BiLevel vs. CCSV	$\text{Chi}^2 = 85,71$	$(p < 0,0001, \text{zweiseitig, nicht korrigiert})$

Friedman-Test

Der Friedman-Test wurde zur Untersuchung auf Gleichheit des Lageparameters der drei gepaarten Stichproben (Beatmungsformen) durchgeführt. Hier ist zusätzlich das Unter- bzw. Überschreiten des Zielbereichs berücksichtigt worden.

IPPV_Treffer vs. BiLevel_Treffer vs. CCSV_Treffer

Friedman's $\text{Chi}^2 = 7,971$ $(\text{fg} = 2, p = 0,019)$

IPPV_1 vs. BiLevel_1 vs. CCSV_1

Friedman's $\text{Chi}^2 = 109,515$ $(\text{fg} = 2, p < 0,0001)$

IPPV_3 vs. BiLevel_3 vs. CCSV_3

Friedman's $\text{Chi}^2 = 115,905$ $(\text{fg} = 2, p < 0,0001)$

Wilcoxon-Rang-Test

Ergänzend wurde der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test, ein parameterfreier Test zum Vergleich von zwei gepaarten Stichproben, berechnet.

IPPV_Treffer vs. BiLevel_Treffer	Test der Nullhypothese	$p = 0,37$
IPPV_Treffer vs. CCSV_Treffer	Test der Nullhypothese	$p < 0,02$
BiLevel_Treffer vs. CCSV_Treffer	Test der Nullhypothese	$p < 0,001$
IPPV_1 vs. BiLevel_1	Test der Nullhypothese	$p < 0,0001$
IPPV_1 vs. CCSV_1	Test der Nullhypothese	$p < 0,02$
BiLevel_1 vs. CCSV_1	Test der Nullhypothese	$p < 0,0001$

Überblick

Abbildung 3.9 stellt die berechneten relativen Häufigkeiten mit statistischer Signifikanztestung im Überblick dar:

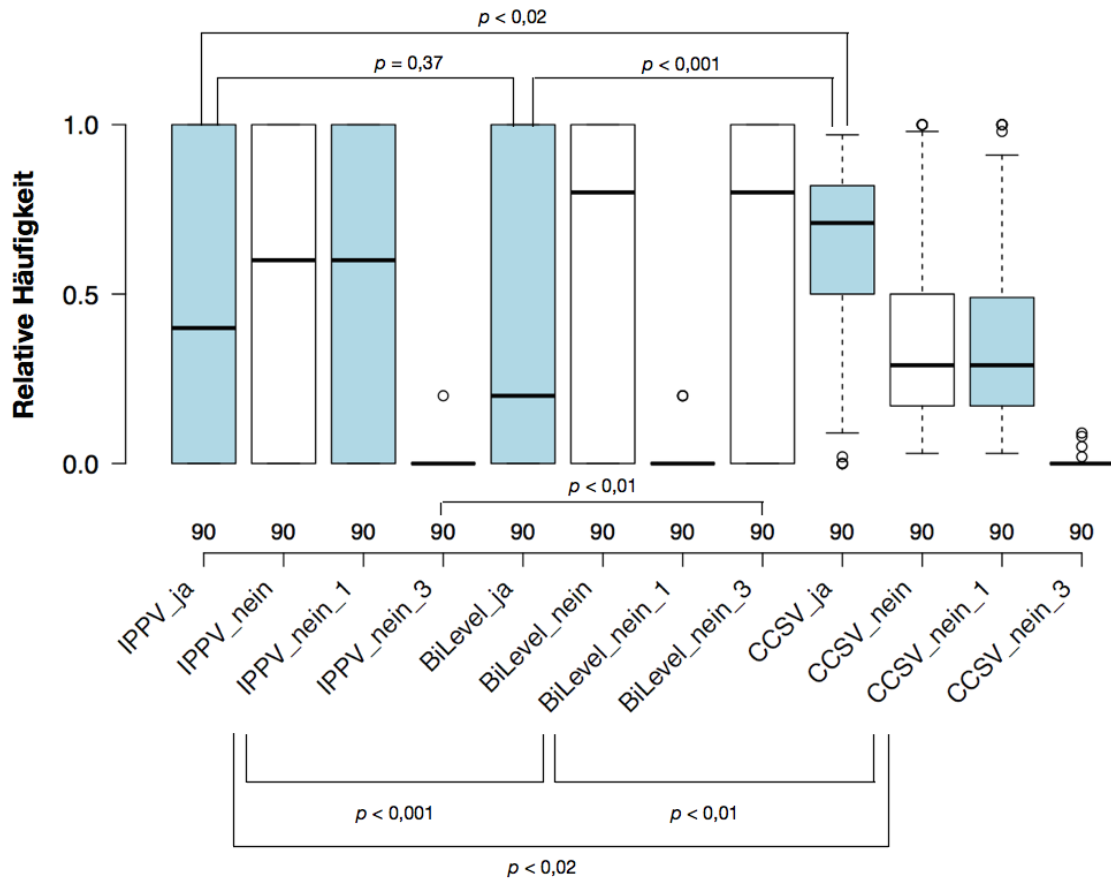


Abbildung 3.9: Relative Häufigkeitsverteilung mit statistischer Signifikanztestung: ja = Zielbereich erreicht; nein = Zielbereich nicht erreicht; 1 = Zielbereich nicht erreicht, Wert niedriger; 3 = Zielbereich nicht erreicht, Wert höher. Als Signifikanzniveau wird $\alpha = 0,05$ festgelegt.

3.3 Auswertung der Nebenzielparameter

Zur Auswertung der Nebenzielparameter wurde jeweils der Mittelwert der Frequenz und Tiefe der manuellen Thoraxkompressionen pro Proband ermittelt, vgl. Kapitel 2.6.2 auf Seite 42. Diese Mittelwerte wurden in der Folge hinsichtlich einer Korrelation mit dem jeweiligen Hauptzielparameter (V_t bzw. p_{insp}) untersucht.

3.3.1 Thoraxkompressionstiefe

IPPV

Abbildung 3.10 zeigt die Beziehung zwischen der Thoraxkompressionstiefe und dem Tidalvolumen (V_t) unter IPPV. Der Korrelationskoeffizient r beträgt 0,02, sodass hier kein linearer Zusammenhang zwischen den beiden Variablen festzustellen ist:

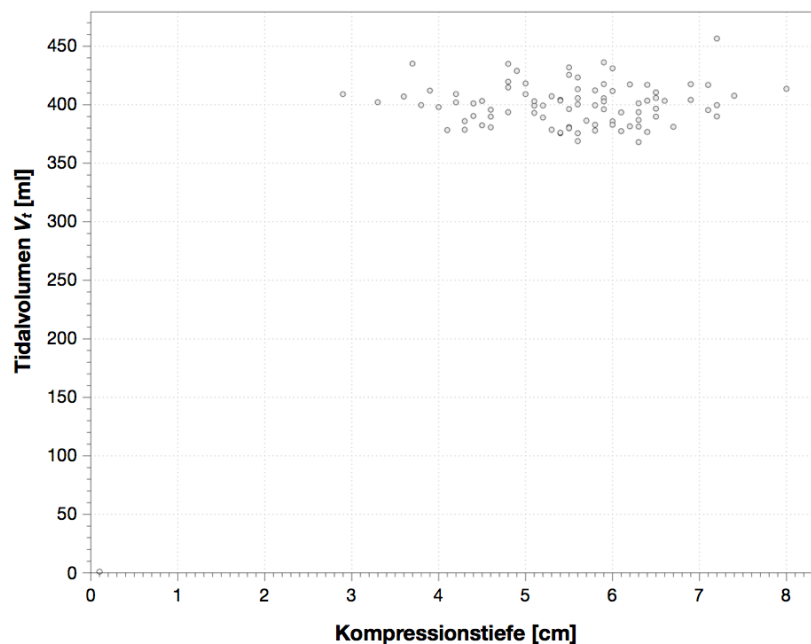


Abbildung 3.10: Korrelation der Thoraxkompressionstiefe mit V_t bei IPPV.

BiLevel

Abbildung 3.11 zeigt die Beziehung zwischen der Thoraxkompressionstiefe und dem Inspirationsdruck (p_{insp}) unter BiLevel. Der Korrelationskoeffizient r beträgt 0,38, sodass hier eine schwach ausgeprägte lineare Korrelation statistisch zu sichern ist ($p < 0,001$):

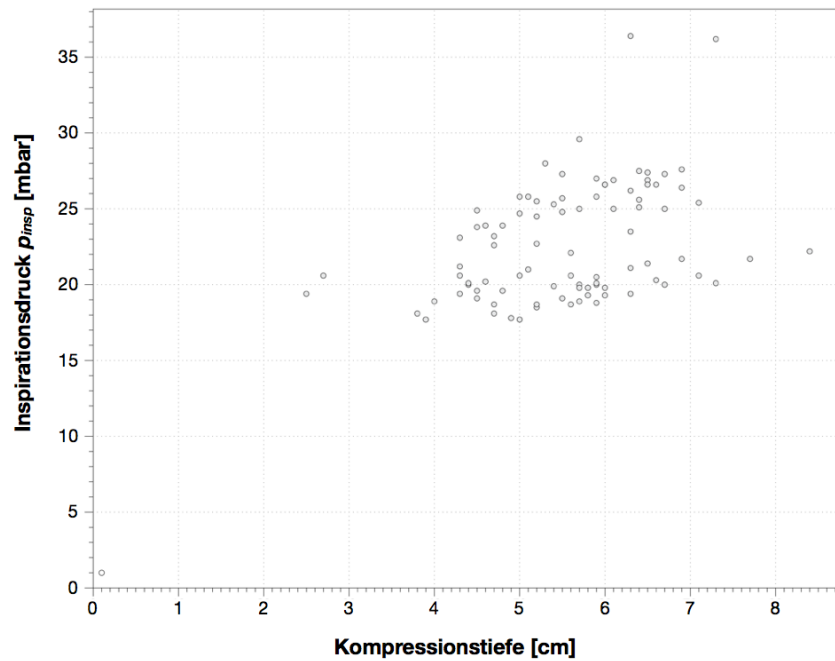


Abbildung 3.11: Korrelation der Thoraxkompressionstiefe mit p_{insp} bei BiLevel.

CCSV

Abbildung 3.12 zeigt die Beziehung zwischen der Thoraxkompressionstiefe und dem Inspirationsdruck (p_{insp}) unter CCSV. Der Korrelationskoeffizient r beträgt 0,49, sodass hier ebenfalls eine schwach ausgeprägte lineare Korrelation statistisch zu sichern ist ($p < 0,001$):

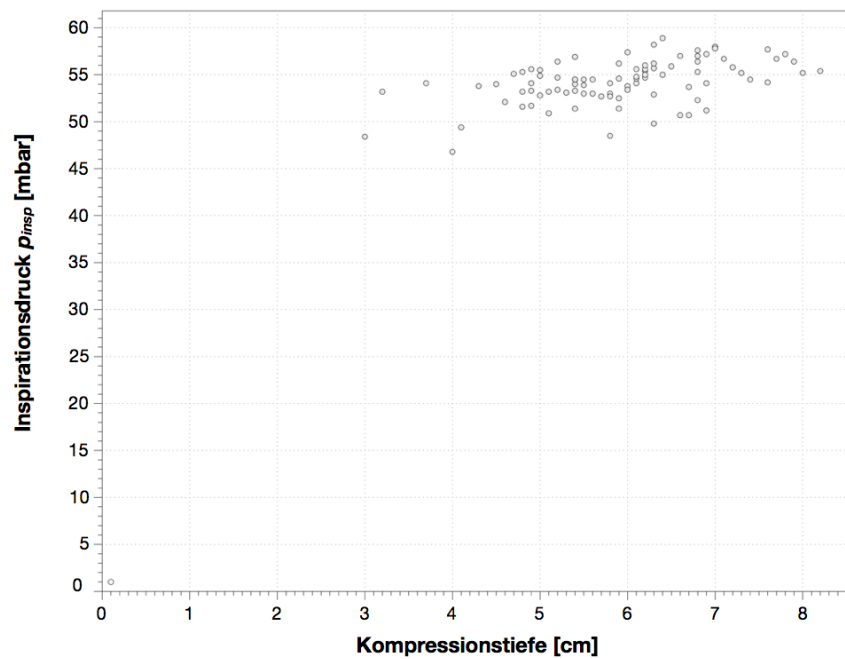


Abbildung 3.12: Korrelation der Thoraxkompressionstiefe mit p_{insp} bei CCSV.

3.3.2 Frequenz

IPPV

Abbildung 3.13 zeigt die Beziehung zwischen der Kompressionsfrequenz und dem Tidalvolumen (V_t) unter IPPV. Der Korrelationskoeffizient r beträgt $-0,07$, sodass hier kein linearer Zusammenhang zwischen den beiden Variablen festzustellen ist:

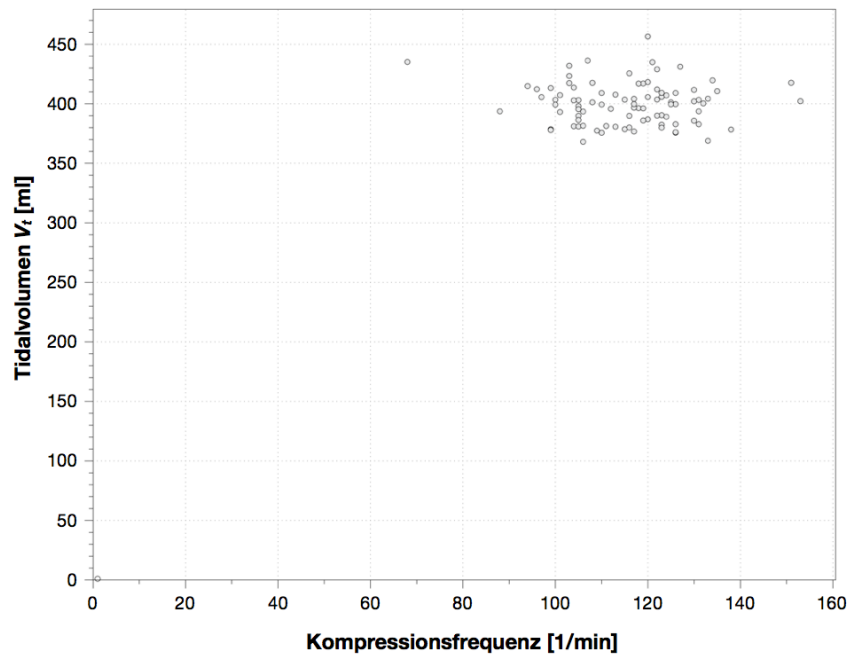


Abbildung 3.13: Korrelation der Thoraxkompressionsfrequenz mit V_t bei IPPV.

BiLevel

Abbildung 3.14 zeigt die Beziehung zwischen der Thoraxkompressionsfrequenz und dem Inspirationsdruck (p_{insp}) unter BiLevel. Der Korrelationskoeffizient r beträgt $-0,13$, sodass hier ebenfalls kein linearer Zusammenhang zwischen den beiden Variablen festzustellen ist:

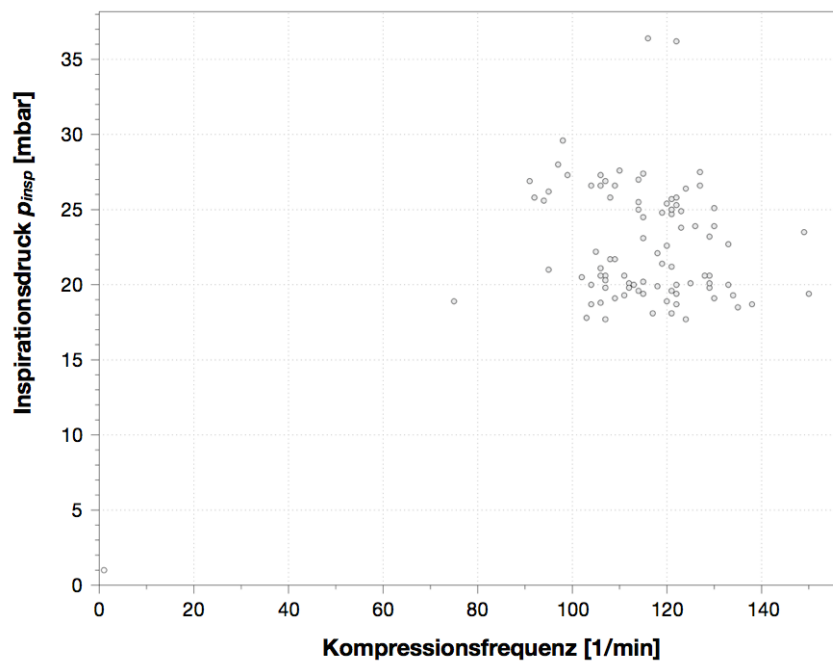


Abbildung 3.14: Korrelation der Thoraxkompressionsfrequenz mit p_{insp} bei BiLevel.

CCSV

Abbildung 3.15 zeigt die Beziehung zwischen der Thoraxkompressionsfrequenz und dem Inspirationsdruck (p_{insp}) unter CCSV. Der Korrelationskoeffizient r beträgt $-0,04$, sodass auch hier ebenfalls kein linearer Zusammenhang zwischen den beiden Variablen festzustellen ist:

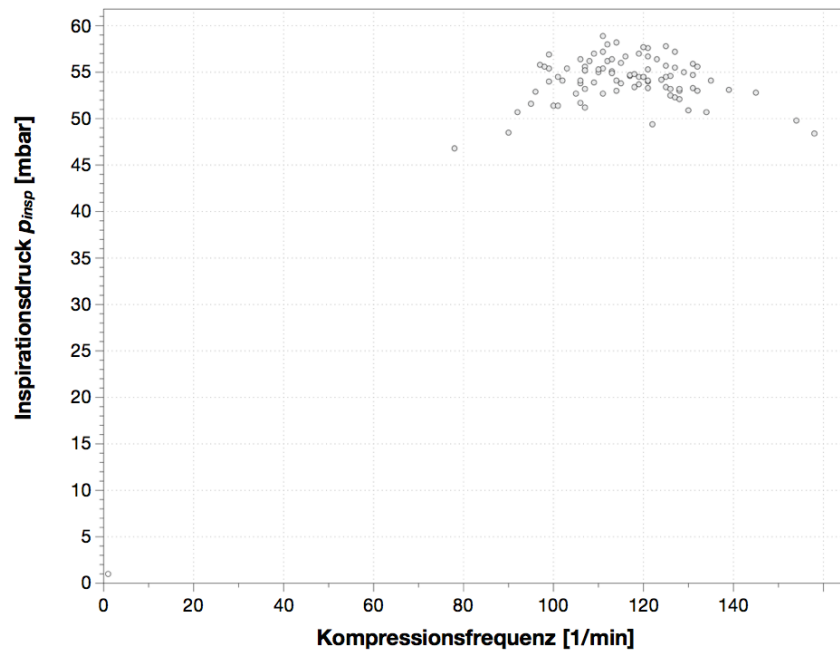


Abbildung 3.15: Korrelation der Thoraxkompressionsfrequenz mit p_{insp} bei CCSV.

3.4 Weitere Beobachtungen

3.4.1 Ergänzende Messwerte

Neben den bereits vorgestellten Messwerten wurden darüber hinaus weitere Daten (p_{insp} unter IPPV und V_t unter BiLevel sowie CCSV) erhoben, die nicht in die statistische Auswertung eingeflossen sind, vgl. Tabelle 3.5 auf dieser Seite. Diese können zur deskriptiven Betrachtung herangezogen werden und ggf. weitere Erkenntnisse ermöglichen.

Tabelle 3.5: Ergänzende Messwerte. Die Tabelle zeigt ergänzende Messwerte, die für die Beantwortung der Forschungsfrage jedoch nicht berücksichtigt wurden.

	IPPV	BiLevel	CCSV
	p_{insp} in mbar	V_t in ml	V_t in ml
MED	20,25	399,6	179,00
Q1	18,60	355,6	155,10
Q3	22,30	450,1	211,55
MIN	263,8	16,80	86,00
MAX	42,10	652,7	346,10

3.4.2 Subjektive Störung bei der Durchführung der manuellen Thoraxkompression durch die maschinelle Beatmung

Die Beatmung mit CCSV klingt aufgrund der hohen Beatmungsfrequenz gänzlich anders als die beiden konventionellen Beatmungsmuster IPPV und BiLevel. Dies und die Tatsache, dass die charakteristische Synchronisation für den Anwender ungewohnt ist, könnte zu einer Störung des Reanimationsablaufes führen. Aus diesem Grund wurden die Probanden im Rahmen des Fragebogens, vgl. Kapitel 7.2.1 auf Seite 94 und 7.2.2 auf Seite 95, gebeten, anzugeben, ob die einzelnen Beatmungsmuster sie bei der Durchführung der manuellen Thoraxkompressionen gestört haben, vgl. Abbildung 3.16–3.18 auf den nächsten Seiten.

3.4 Weitere Beobachtungen

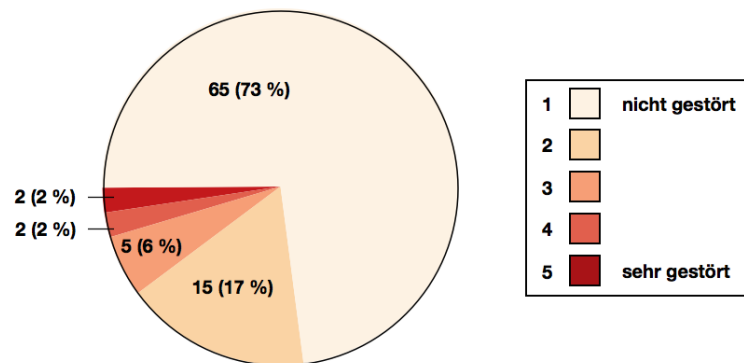


Abbildung 3.16: Subjektive Störung bei der Durchführung der manuellen Thoraxkompressionen durch das Beatmungsmuster IPPV: Der Grad der Störung wird in Ziffern von 1–5 angegeben (1 = nicht gestört, 5 = sehr gestört).

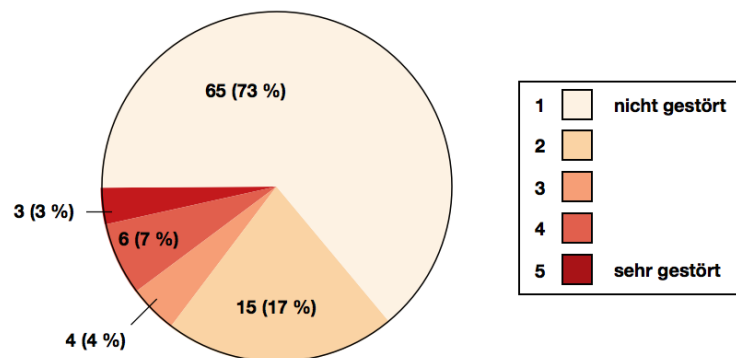


Abbildung 3.17: Subjektive Störung bei der Durchführung der manuellen Thoraxkompressionen durch das Beatmungsmuster BiLevel: Der Grad der Störung wird in Ziffern von 1–5 angegeben (1 = nicht gestört, 5 = sehr gestört).

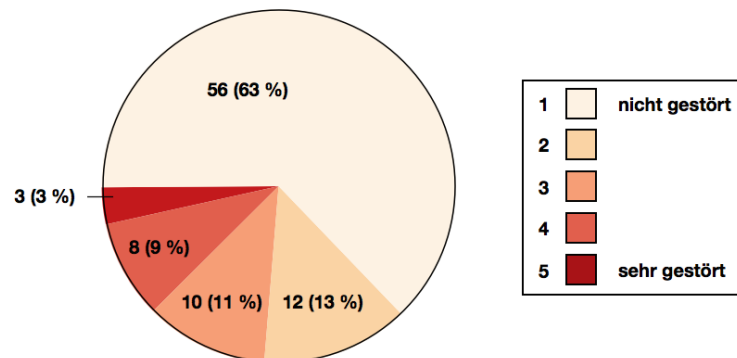


Abbildung 3.18: Subjektive Störung bei der Durchführung der manuellen Thoraxkompressionen durch das Beatmungsmuster CCSV: Der Grad der Störung wird in Ziffern von 1–5 angegeben (1 = nicht gestört, 5 = sehr gestört).

3.5 Zusammenfassung der wesentlichen Ergebnisse

Die vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass sich die Beatmungsmuster hinsichtlich der Umsetzbarkeit der voreingestellten Beatmungsparameter (V_t und p_{insp} , Hauptzielparameter) signifikant unterscheiden. So ist die Trefferhäufigkeit von CCSV mit 62 % am höchsten (IPPV 49 %, BiLevel 43 %). Bei der Betrachtung der Nebenzielparameter (Korrelation zwischen dem jeweiligen Hauptzielparameter und der Tiefe bzw. der Frequenz der manuellen Thoraxkompressionen) fällt als einziges eine schwach ausgeprägte lineare Korrelation zwischen der Thoraxkompressionstiefe und dem Inspirationsdruck (p_{insp} unter BiLevel und CCSV) auf. Die Auswertung des Fragebogens zeigt, dass die Probanden sich in der überwiegenden Zahl der Fälle bei der Ausübung der manuellen Thoraxkompressionen nicht bzw. nur kaum von der Beatmung gestört gefühlt haben. Hier unterschieden sich die Beatmungsmuster nicht signifikant voneinander.

4 Diskussion

Diese prospektive, randomisierte Cross-over-Studie am Simulationsmodell ist eine der ersten, die den Einfluss der manuellen Thoraxkompressionen auf die Beatmungsparameter V_t und p_{insp} untersucht hat. Durch den Vergleich der tatsächlich applizierten mit den voreingestellten Beatmungsparametern können drei unterschiedliche Beatmungsmuster während der kardiopulmonalen Reanimation hinsichtlich ihrer Durchführbarkeit bewertet werden. Im Folgenden sollen die vorgestellten Ergebnisse im Detail diskutiert werden. Darüber hinaus werden diese im Kontext der Literatur, insbesondere in Bezug auf vergleichbare Ansätze zur Beeinflussung des intrathorakalen Drucks bewertet. Dazu gehören die passive Ventilation, die mit einem kontinuierlichen Atemwegsdruck (Continuous Positive Airway Pressure, CPAP) kombiniert werden kann, und die Active Compression Decompression (ACD) Cardiopulmonary Resuscitation (CPR) mit oder ohne Impedance Threshold Device (ITD). Auf diese Weise soll erörtert werden, ob Hinweise für die Überlegenheit eines bestimmten Beatmungsmusters bzw. einer bestimmten Beatmungsstrategie vorliegen.

4.1 Ergebniszusammenfassung und Beantwortung der Forschungsfrage

Die voreingestellten Beatmungsparameter können unter CCSV am besten umgesetzt werden. Die Trefferhäufigkeit beträgt 62 %. Das Ergebnis ist im Chi-Quadrat Vierfeldertest und im Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test signifikant gegenüber BiLevel ($p < 0,0001$; $p < 0,02$) und IPPV ($p < 0,0001$; $p < 0,001$). Die Trefferhäufigkeiten zwischen IPPV (49 %) und BiLevel (43 %) unterscheiden sich hingegen nicht signifikant ($p = 0,082$; $p = 0,37$).

Entsprechend ist die Forschungshypothese anzunehmen: Es gibt *einen* Unterschied bei der Häufigkeit des Erreichens der voreingestellten Beatmungsparameter

(V_t bei IPPV, p_{insp} bei BiLevel sowie p_{insp} bei CCSV) bei gleichzeitiger manueller Thoraxkompression.

In den Untergruppen zeigt sich, dass die Beatmung mit BiLevel bei Verfehlen des Zielbereiches mit dessen Überschreitung verbunden ist. Dieses Ergebnis ist hoch signifikant gegenüber IPPV ($p < 0,0001$) und CCSV ($p < 0,0001$). Bei diesen eindeutigen Werten erübrigt sich eine formale Testung. Das Verfehlen des Zielbereichs unter IPPV und CCSV hingegen ist mit einer Unterschreitung verbunden. Die Untergruppen unterscheiden sich im Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test bei der Häufigkeit, den Zielbereich zu unterschreiten, signifikant voneinander: IPPV (51 %) gegenüber BiLevel (1 %), $p < 0,0001$ und gegenüber CCSV (37 %), $p < 0,02$; BiLevel (1 %) gegenüber CCSV (37 %), $p < 0,0001$. Des Weiteren zeigte sich eine gering positive Korrelation zwischen der Thoraxkompressionstiefe und der Höhe von p_{insp} bei BiLevel und CCSV, jedoch keine Korrelation zwischen dieser mit der Höhe von V_t bei IPPV. Bei der Frequenz der Thoraxkompressionen konnte keine Korrelation zu Beatmungsparameter bei den drei Beatmungsmustern festgestellt werden.

4.2 Sachstand der Literatur

Trotz umfangreicher Forschung zum intrathorakalen Druck und dessen Beeinflussung während der Reanimation ist das Wissen über die wechselseitige Beeinflussung zwischen intrathorakalem bzw. pulmonalem Druck und der Hämodynamik während laufender Thoraxkompressionen nach wie vor begrenzt.

Es wurden verschiedene Ansätze verfolgt, um den intrathorakalen Druck mit dem Ziel der Erhöhung der Perfusion zu beeinflussen:

4.2.1 Passive Ventilation

Während der Kompressionsphase der Herzdruckmassage kann bei offenem Atemweg eine passive Expiration beobachtet werden. In der Dekompressionsphase hingegen findet eine ebenfalls passive Inspiration des gleichen Volumens statt. Diese passiven Ventilationen unter Raumluft sind jedoch nicht ausreichend, um in der Folge eine Hypoxie und eine Hyperkapnie mit nachfolgender Azidose zu verhindern

[33, 40, 71]. Sowohl eine Hypoxie als auch eine Hyperkapnie haben nachteilige Auswirkungen auf das neurologische Outcome [63, 140].

Unter einem hochdosierten Sauerstofffluss im Sinne einer passiven Ventilation zeigten sich unter experimentellen Bedingungen jedoch andere Ergebnisse: Branditz et al. (1989) [20] beobachteten bei der transtrachealen Insufflation von hochdosiertem Sauerstoff (15 l/min) und parallel durchgeführten Thoraxkompressionen nach Induktion von Kammerflimmern bei anästhesierten Hunden, dass die Sauerstoffsättigung nicht unter 90 % abfiel und durch dieses Vorgehen eine Hyperkapnie verhindert werden konnte. Steen et al. (2004) [131] verglichen die kontinuierliche intratracheale Insufflation von Sauerstoff mit positiver Druckbeatmung (IPPV) an einem Schweinmodell während gleichzeitiger Durchführung von mechanischen Thoraxkompressionen. In dieser Untersuchung führte die kontinuierliche intratracheale Insufflation von Sauerstoff zu einer signifikant höheren Oxygenierung und zu signifikant höheren kardialen Perfusionsdrücken. In einer ähnlichen Untersuchung stellten Hayes et al. (2007) [58] keinen Unterschied im neurologischen Outcome bei einem kontinuierlichem Sauerstofffluss im Vergleich zu positiver Druckbeatmung fest.

Bobrow et al. (2009) [15] führten dazu eine retrospektive Untersuchung in Arizona, USA, durch. Dabei verglichen sie die passive Ventilation von Sauerstoff über eine Gesichtsmaske nach Einlage eines oropharyngealen Atemwegsmittels mit Beutel-Masken-Beatmung ($f = 8/\text{min}$) bei präklinischen Kreislaufstillständen. Anhand dessen kommen sie zu dem Ergebnis, dass eine bestimmte Patientengruppe (beobachteter Kreislaufstillstand, initial defibrillationswürdig, minimale Unterbrechung der Thoraxkompressionen) ein besseres neurologisches Outcome aufweist, wenn sie eine passive Ventilation von hochdosiertem Sauerstoff anstatt Beutel-Masken-Beatmung erhält. Die Aussagekraft dieser Studie ist jedoch durch zahlreichen Limitationen begrenzt. Dazu gehören v. a. das retrospektive Studiendesign, die Einschränkung auf eine bestimmte Patientengruppe und diverse fehlende Messdaten (u. a. zur Qualität der Thoraxkompressionen und der Beatmung, dem erweiterten Airwaymanagement und zur Postreanimationsbehandlung).

Abschließend kann für die passive Ventilation basierend auf der geschilderten Studienlage keine grundsätzliche Empfehlung gegeben werden.

4.2.2 Kontinuierlicher positiver Atemwegsdruck

Die Anwendung der passiven Ventilation mit reinem Sauerstoff wurde auch mit einem kontinuierlichen positiven Atemwegsdruck kombiniert (Continuous Positive Airway Pressure, CPAP). Daraus entstand ein neuer Ansatz, der eine Alternative zur positiven Druckbeatmung darstellt. Ein möglicher Vorteil könnte neben der Reduktion der Spitzendrücke die Reduzierung von Atelektasen sein, wodurch der Gasaustausch verbessert werden könnte.

Markstaller et al. (2002) [88] fanden entsprechende Hinweise für das Zutreffen dieser Annahme in einer experimentellen Untersuchung am Schweinmodell mit Hilfe dynamischer MultiScan-Computertomographie (CT). Wolcke et al. (2013) [147] stellten zu der Frage der Bewertung von CPAP im Rahmen der kardiopulmonalen Reanimation erste Ergebnisse einer experimentellen Untersuchung am Schweinmodell vor. In dieser war die Oxygenierung selbst bei niedrigen Atemwegsdrücken unter CPAP (20 mbar) schon höher als unter Beatmung mit IPPV. Ordelman et al. (2015) [108] modifizierten den Ansatz des CPAP und entwickelten eine kontinuierliche Sauerstoffinsufflation auf drei unterschiedlichen Druckniveaus (tri-level pressure ventilation, TLPV). Diese verglichen sie schließlich mit IPPV an einem Schweinmodell und beobachteten eine deutlich höhere Oxygenierung unter TLPV. Sie führen dies auf einen höheren Atemwegsdruck zurück, der konsekutiv eine Erhöhung der funktionellen Residualkapazität und eine Reduktion des Totraums bedingt. Bei der Hämodynamik waren keine signifikanten Unterschiede feststellbar.

Unter CPAP-Therapie stehen die erreichbaren Tidalvolumina und die dafür notwendigen Atemwegsdrücke im Fokus. Winkler et al. (2017) [146] führten dazu eine Studie mit unterschiedlichen Beatmungsgeräten an einem Simulationsmodell durch. Sie zeigen, dass die Tidalvolumina höher sind als bei einer Reanimationsbehandlung ohne jegliche Beatmung und dass die Tidalvolumina bei höheren Atemwegsdrücken steigen. Sie berichten darüber hinaus von erheblichen Unterschieden, abhängig von den verwendeten Atemwegsmitteln (Beatmungsmaske oder Endotrachealtubus) und dem verwendeten Beatmungsgerät.

Die genannten Untersuchungen weisen alle einen experimentellen Charakter auf. Die Daten stammen entweder aus Tierversuchen oder aus Simulationsmodellen.

Bisher existiert lediglich eine große Studie, die CPAP während der kardiopulmonalen Reanimation am Menschen untersucht hat. Bertrand et al. (2006) [13] verglichen CPAP mit mechanischer Beatmung. Sie stellten zwischen diesen beiden Gruppen keinen Unterschied bei der ROSC-Rate, der Krankenhausaufnahmerate und bei der Entlassungsrate von der Intensivstation fest. Immerhin beobachteten sie höhere Sauerstoffsättigungen im Blut und eine geringere Rate an Rippenfrakturen. Hier sind folglich weitere Studien notwendig, um herauszufinden, ob das neurologische Outcome nach Reanimation mittels CPAP-Anwendung besser ist bzw. ob höhere Atemwegsdrücke einen positiven Einfluss auf das Ergebnis der kardiopulmonalen Reanimation haben.

4.2.3 Kardiocerebrale Reanimation

Ein großer Vorteil des o. g. passiven Sauerstoffflusses (mit oder ohne positivem Atemwegsdruck) ist, dass die Thoraxkompressionen nicht für die Beatmung unterbrochen werden müssen. Dies ist in der Anfangsphase einer Reanimation, in welcher der Atemweg noch nicht mit einem Endotrachealtubus gesichert ist und positive Druckbeatmung durchgeführt wird, regelmäßig der Fall. Durch kontinuierliche Thoraxkompression wird der Fokus vermehrt auf die Unterstützung der Hämodynamik gelegt.

Ewy et al. (2005 und 2006) [45, 46] stellten auf Grundlage dessen ihr Konzept der kardiocerebralen Reanimation (cardiocerebral resuscitation) vor, bei dem die Beatmung insbesondere in der Anfangsphase einen deutlich verringerten Stellenwert erfährt. Dieses Konzept zeigte in verschiedenen Studien erhöhte Überlebensraten und ein besseres neurologisches Outcome [65, 66, 92]. Hier ist jedoch fraglich, ob diese Beobachtungen auf die kontinuierliche Thoraxkompression zurückzuführen sind oder auf das Fehlen eines möglicherweise negativen Effektes der positiven Druckbeatmung.

4.2.4 Positive Druckbeatmung

Mögliche negative Auswirkungen der positiven Druckbeatmung wie eben beschrieben standen im Mittelpunkt einer Reihe von Untersuchungen: Yannopoulos et al. (2010) [152] untersuchten diese Fragestellung in einem Schweinemodell. Dabei

wies die Gruppe an Schweinen, die keine positive Druckbeatmung erhalten hat, in der Folge eine deutliche Hypoxie mit respiratorischer Azidose und ein schlechteres neurologisches Outcome auf und war somit der Kontrollgruppe mit positiver Druckbeatmung deutlich unterlegen. Markstaller et al. (2008) [89] gelangten in ihrer Studie am Schweinmodell zu einem vergleichbaren Ergebnis. Sie schildern nachteilige Effekte einer Reanimationbehandlung ohne positive Druckbeatmung. Diese zeigten sich in Atelektasen, die sowohl den Gasaustausch verschlechterten als auch die Perfusion beeinträchtigten. Die Effekte waren auch durch positive Druckbeatmung nach ROSC nicht reversibel.

In einer weiteren Arbeit zu diesem Thema befassten sich Kleinsasser et al (2002) [72] mit drei verschiedenen Ventilationsansätzen. Sie verglichen CPAP mit IPPV und einer Kombination aus CPAP und druckunterstützter Ventilation (Pressure Support Ventilation, PSV). Letztere wurde durch die Dekompressionsphase getriggert und zeigte in dieser Untersuchung eine signifikant höhere Sauerstoffaufnahme und Sauerstoffanreicherung im Gewebe.

Mit den beschriebenen Studien ist eine eindeutige Beantwortung der Frage nach einer Beatmungsstrategie mit den meisten Vorteilen bei einer kardiopulmonalen Reanimation nicht möglich. Jedoch erscheint der Stellenwert der positiven Druckbeatmung durchaus gerechtfertigt zu sein.

Dabei stand z.B. die Frequenz der Beatmung zur Diskussion. Lurie et al. (2008) [84] gelangen in ihrer Arbeit zu dem Schluss, dass die Beatmungsfrequenz 10/min gegenüber einer Beatmungsfrequenz von 2/min mit einer verbesserten cerebralen Oxygenierung einhergeht. Eine darüber hinausgehende höhere Beatmungsfrequenz (Hyperventilation) könnte jedoch zu einem erhöhten intrathorakalen Druck und einer Hypokapnie führen, die sich ggf. negativ auf das Outcome auswirken [4, 7]. Gazmuri et al. (2012) [51] konnten die negativen Effekte der Hyperventilation auf die Hämodynamik nicht reproduzieren. Es bleibt fraglich, welchen Stellenwert die Hyperventilation tatsächlich hat.

Die Verwendung eines mechanischen Beatmungsgerätes nach endotrachealer Intubation weist deutliche Vorteile auf. Dazu gehört neben der konstanten Abgabe eines eingestellten Tidalvolumens bzw. Inspirationsdrucks bei ebenfalls festgelegter Beatmungsfrequenz die Reduktion der Magenbeatmung. So kann das Rettungsdienstpersonal andere Aufgaben übernehmen. Der Einsatz erscheint daher durch-

aus sinnvoll, auch wenn die derzeit gültigen Leitlinien des ERC [127] diesen nicht explizit erwähnen.

4.2.5 Aktive Kompressions-Dekompressions-Reanimation

Ein weiterer interessanter Ansatz, den intrathorakalen Druck zu beeinflussen, ist die Aktive Kompressions-Dekompressions-Reanimation, Active Compression Decompression (ACD) Cardiopulmonary Resuscitation (CPR):

Bei dem bisher beschriebenen Reanimationsablauf erfolgte die Dekompression des Thorax nach aktiver Kompression durch den Helfer stets passiv. Während dieser Phase bewirkt der bestehende Unterdruck die venöse Füllung des Herzens (Vorlast). Die Vorlast ist für die folgende Kompression entscheidend, da diese das Auswurfvolumen bedingt. Gleichzeitig bewirkt dieser Unterdruck das Einströmen von Luft in die Lungen.

Cohen et al. (1992) [27, 28] stellten mit dem Prinzip der aktiven Dekompression einen neuen Ansatz vor, der vermutlich durch den wenige Jahre zuvor publizierten Fallbericht einer erfolgreichen Reanimation mit Hilfe einer in der Sanitärtechnik eingesetzten Saugglocke inspiriert wurde [82]. Die Autoren untersuchten die Auswirkungen der aktiven Kompressions-Dekompressions-Reanimation. Dabei verwendeten sie eine spezielle Saugglocke, die neben der aktiven Kompression auch eine aktive Dekompression ermöglicht und so den beschriebenen Unterdruck zusätzlich verstärkt. Auf diese Weise soll der venöse Rückstrom zum Herzen verstärkt werden.

Chang et al. (1994) [25] nutzten diesen Ansatz, um in einem Hundemodell die Auswirkungen der ACD CPR auf die Organperfusion zu untersuchen. Anhand ihrer Daten gehen sie von einer signifikant verbesserten Organdurchblutung und einem höheren systemischen Blutdruck unter ACD CPR verglichen mit der konventionellen Reanimation aus. Hinweise auf Vorteile im Sinne verbesserter physiologischer Parameter zeigten sich auch in anderen experimentellen Studien, u.a. bei Lindner et al. (1993) [80] an einem Schweinemodell und bei Shultz et al. (1994) [122] beim Menschen.

Die in dieser Zeit durchgeführten Studien am Menschen, die das neue Konzept der ACD CPR mit der klassischen Variante verglichen, zeigten vielversprechende

Ergebnisse: Cohen et al. (1993) [26] und Tucker et al. (1994) [138] fanden Hinweise auf vorteilhafte Effekte auf die ROSC-Rate, das 24-Stunden-Überleben und das neurologische Outcome im Vergleich zu konventionell durchgeführten manuellen Thoraxkompressionen. Diese Untersuchungen wurden in den darauffolgenden Jahren mit größeren Stichproben wiederholt. Der erhoffte positive Effekt auf das Kurz- und Langzeitüberleben sowie das neurologische Outcome konnte jedoch nicht klar belegt werden [121, 133]. Mauer et al. (1996) [90] publizierten eine Meta-Analyse von sieben präklinisch durchgeführten, randomisiert kontrollierten Studien. Darin war zwar das 1-Stunden-Überleben in der ACD CPR-Gruppe signifikant höher, jedoch waren keine signifikanten Unterschiede in der Krankenhausentlassungsrate und im neurologischen Outcome feststellbar. In diesem Zusammenhang offenbarten sich auch Nachteile dieser neuen Methode, wie z. B. ein erhöhter Kraftaufwand [123]. Dieser könnte eine qualitativ hochwertige Thoraxkompression, wie von den ERC-Leitlinien gefordert, nach kurzer Zeit deutlich erschweren. Die Vorteile der ACD CPR würden entsprechend gar nicht oder nur reduziert zum Vorschein treten. Auch würde sich dies nachteilig auf die Anwendbarkeit in beengten Räumen oder während eines Transports auswirken. Darüber hinaus ist von einem erhöhten Aus- und Fortbildungsbedarf auszugehen. Und nicht zuletzt ist fraglich, ob die Anwendung der ACD CPR mit einer erhöhten Anzahl an Begleitverletzungen assoziiert ist [9].

Die folgenden Studien waren nicht einheitlich: Plaisance et al. (1999) [116] zeigten zwar Vorteile, jedoch war dafür ein erheblicher Personalbedarf und ein erhöhter Schulungsbedarf notwendig. Skogvoll et al. (1999) [124] konnten diese positiven Effekte nicht reproduzieren.

Bis heute ist der vorteilhafte Effekt nicht sicher nachgewiesen. Lafuente-Lafuente und Malero-Bascones (2013) [78] bewerteten die ACD CPR in ihrer Meta-Analyse als nicht überlegen gegenüber einer konventionell durchgeführten Reanimation.

4.2.6 Impedanzventil (Impedance Threshold Device, ITD)

Die ACD CPR wurde im Verlauf um ein weiteres Element erweitert, das in Kombination mit der ACD CPR oder auch unabhängig davon eingesetzt werden kann: das Impedance Threshold Device (ITD) [81].

Dieses Ventil ist sowohl für die Verwendung mit Gesichtsmasken als auch für die Kombination mit einem Endotrachealtubus gedacht und wird zwischen dem Atemwegsmittel und dem Schlauchsystem des Beatmungsgerätes platziert. Es ermöglicht eine aktive Ventilation und das Ausströmen von Luft, es verhindert jedoch das Einströmen von Luft während der Dekompressionsphase. Auf diese Weise soll sich der bestehende o. g. Unterdruck noch weiter verstärken und dadurch der Rückstrom von Blut zum Herzen sowie dessen Auswurf weiter verbessert werden. Gleichzeitig soll der intracerebrale Druck (ICP) abnehmen, was bei konstantem mittleren arteriellen Druck (MAP) zu einem höheren cerebralen Perfusionsdruck (CPP) führt, vgl. Gleichung 4.1 auf dieser Seite. Der Rückstrom des Blutes zum Herzen soll dadurch gesteigert und der Auswurf erhöht werden.

$$CPP = MAP - ICP \quad (4.1)$$

Auch hier unterstützen mehrere tierexperimentelle Untersuchungen die aufgestellte These [85, 110, 154].

Die Verwendung des ITD wurde allein [5, 6, 115] und in Verbindung mit der ACD CPR [49, 147] der konventionellen Reanimation gegenüber gestellt: Wang et al. (2015) [141] bewerteten kürzlich in einer Meta-Analyse den Stellenwert der Reanimation unter Verwendung eines ITD allein und in Kombination mit der ACD CPR. Insgesamt weisen die Daten nicht auf eine erhöhte Überlebensrate hin. Auch das neurologische Outcome scheint sich nicht signifikant zu verbessern. Die vorher publizierten positiven Ergebnisse hinsichtlich des Outcomes [23] könnten jedoch ein Hinweis darauf sein, dass ein bestimmtes Patientenkollektiv davon profitiert. Die Autoren diskutieren hier den frühzeitigen Beginn der Reanimationsmaßnahmen und die Verwendung eines endotrachealen Tubus. Dies gilt es in weiteren Untersuchungen zu verifizieren.

4.2.7 Art des Beatmungsmusters

Bisher wurden diverse Strategien vorgestellt, die allesamt das Ziel verfolgen, durch Beeinflussung des intrathorakalen Drucks einen vorteilhaften Effekt auf das Überleben bzw. das neurologische Outcome auszuüben. Keines der geschilderten Konzepte zeigte eine deutliche Überlegenheit und hat sich durchgesetzt im Sinne einer

geeigneten Beatmungsstrategie, sodass die positive Druckbeatmung nach wie vor fester Bestandteil der Empfehlungen zur Durchführung der kardiopulmonalen Reanimation ist.

In diesem Zusammenhang stellt die Art des Beatmungsmusters einen weiteren wichtigen Forschungsansatz dar. Hier sind die in Kapitel 1.5.2 auf Seite 10 genannten klassischen Beatmungsmuster IPPV und BiLevel zu nennen. Darüber hinaus liegt in dem vollkommen neu entwickelten Beatnungsmodus CCSV seit kurzem ein völlig neuer Ansatz vor, bei dem die Beatmungshübe im Gegensatz zu IPPV und BiLevel mit den Thoraxkompressionen synchronisiert sind, vgl. Kapitel 1.6.2 auf Seite 18, und somit mit einer Frequenz von 100–120/min appliziert werden. Auf diese Weise soll CCSV nicht nur eine effektive Beatmung sicherstellen, sondern auch eine deutlich höhere Oxygenation des Blutes erreichen. Bei der in einer Reanimationssituation deutlich verringerten Hämodynamik soll durch eine höhere Oxygenierung des Blutes eine bessere Gewebeoxygenierung erreicht werden. Gleichzeitig soll der p_{CO_2} im Blut physiologische Werte aufweisen und entsprechend einer Azidose entgegenwirken. Neben diesen vorteilhaften Eigenschaften soll CCSV auch nachteilige Effekte der konventionellen Beatmungsmuster (IPPV und BiLevel) verhindern. Dabei nimmt die Synchronisation der Beatmungshübe einen entscheidenden Stellenwert ein: Bei IPPV und BiLevel ist es möglich, dass das Beatmungsgerät in jeder Phase des Kompressionszyklus einen Beatmungshub appliziert. Dies ist vermutlich für das in der Mehrzahl der Fälle verringerte Tidalvolumen bei Beatmung mit IPPV bzw. für den in der Mehrzahl der Fälle erhöhten Inspirationsdruck bei Beatmung mit BiLevel in dieser Studie verantwortlich. Darüber hinaus ist denkbar, dass die Thoraxkompression zu einem Zeitpunkt stattfindet, bei dem die Lunge nach Ende der Inspiration durch das Beatmungsgerät mit Luft gefüllt ist. Infolgedessen könnte es durch einen deutlich erhöhten intrathorakalen Druck zu Lungenschäden kommen und/oder zu einer Beeinträchtigung der Perfusion mit konsekutiver Einschränkung des kardialen und cerebralen Perfusionsdrucks. CCSV hingegen ist durch die Synchronisation der Beatmungshübe mit der Kompressionsphase charakterisiert. Hier erfolgt also eine druckkontrollierte Beatmung, während in der Dekompressionsphase eine passive Expiration stattfindet. Dadurch wird eine Erhöhung des intrathorakalen Drucks durch Beatmung mit Beeinträchtigung des in dieser Phase stattfindenden venösen Rückstroms verhindert.

Dieser neue Beatmungsmodus war bisher Gegenstand mehrerer tierexperimenteller Untersuchungen [34, 68–70]. Dabei wurden die Oxygenation, die Elimination von Kohlenstoffdioxid, die Hämodynamik, die cerebrale Oxygenierung und mögliche beatmungsassoziierte Lungenschäden umfassend untersucht: Kill et al. (2014) [69] beobachteten in einer ersten explorativen Studie, dass die Oxygenierung des Blutes (gemessen als p_{O_2} im arteriellen Blut) bei CCSV bereits nach vier Minuten Reanimationsmaßnahmen mehr als doppelt so hoch war wie bei IPPV und BiLevel (598 mmHg vs. 143 mmHg bzw. 261 mmHg). Zum gleichen Zeitpunkt war der p_{CO_2} bei CCSV deutlich niedriger (28 mmHg vs. 40 mmHg bzw. 39 mmHg). In der gleichen Untersuchung war der arterielle Blutdruck am Ende der Inspiration bei CCSV deutlich höher als bei IPPV bzw. BiLevel (32,7 mmHg vs. 28,0 mmHg bzw. 29,1 mmHg). Hinsichtlich der ROSC-Rate zeigten sich keine Unterschiede (4/7 vs. 5/8 bzw. 6/8). In einer weiteren Untersuchung von Kill et al. (2015) [70], die sich speziell auf die cerebrale Oxygenierung von CCSV im Vergleich zu IPPV konzentrierte, ergab sich, dass diese unter CCSV deutlich höher ist (46 % vs. 38 % nach 6 min und 51 % vs. 43 % nach 10 min). Beatmungsassoziierte Lungenschäden, wie z. B. ein Pneumothorax, waren hingegen kaum zu beobachten. In der entsprechenden Studie von Dersch et al. (2013) [34] waren lediglich kleinere Verletzungen des Lungengewebes ohne unterschiedliche Häufigkeiten bei den beiden Beatmungsmustern sichtbar, sodass hier keine Vor- bzw. Nachteile eines Beatmungsmusters (CCSV bzw. IPPV) festzustellen sind.

Zusammenfassend finden sich also Hinweise auf die Überlegenheit des Beatmungsmusters CCSV gegenüber den beiden konventionellen Beatmungsmustern (IPPV und BiLevel) hinsichtlich der Oxygenierung des Blutes und der Elimination des Kohlenstoffdioxids. Darüber hinaus liegen Anzeichen für eine höhere Perfusion vor – ohne dass bei der Verwendung dieses neuen Beatmungsmusters Bedenken bezüglich einer höheren Rate an Begleitverletzungen bestünden.

4.3 Eigene Ergebnisse im Kontext der Literatur

Eine Vielzahl an Untersuchungen thematisiert den intrathorakalen Druck und die Beeinflussung dessen während der kardiopulmonalen Reanimation. In diesem Kontext reiht sich diese Studie in die Zahl der bereits zu dem neuartigen Beatmungs-

muster CCSV durchgeführten Arbeiten ein. Diese Studie ist die erste, die dafür eine experimentelle Untersuchung an einem Simulationsmodell durchgeführt hat und auf diese Weise verlässliche Daten zur Umsetzbarkeit von Beatmungsparametern während der kardiopulmonalen Reanimation im Simulationsmodell liefert.

Aufgrund dieses neuartigen Ansatzes können die hier vorgestellten Ergebnisse nicht direkt mit bereits durchgeführten Studien verglichen werden. Die hohe Trefferquote unter CCSV zeigt jedoch, dass diese neuartige Technologie sicher anwendbar ist und auch bei manuell durchgeführter Thoraxkompression verlässlich funktioniert. Hier ist insbesondere darauf hinzuweisen, dass die Inspirationsdrücke unter CCSV den definierten Toleranzbereich nicht relevant überschreiten. Die fehlende Synchronisierung und vor allem die wechselseitige Beeinflussung von Thoraxkompressionen und Beatmung bei IPPV und BiLevel sind vermutlich der Grund für die hoch signifikanten Unterschiede in der relativen Häufigkeit des Erreichens der voreingestellten Beatmungsparameter zwischen den drei Beatmungsmustern. Dies gilt gleichermaßen für die Unter- bzw. Überschreitung des Zielbereichs. Zwischen IPPV und BiLevel hingegen gab es keine signifikanten Unterschiede. Letzteres erscheint bei der Charakteristik dieser beiden konventionellen Beatmungsmuster verständlich.

Die hier beschriebenen Ergebnisse geben also weitere Hinweise zur Bewertung der konventionellen Beatmungsmuster (IPPV und BiLevel) auf der einen Seite und zur Bewertung des neuartigen Beatmungsmusters CCSV auf der anderen Seite.

4.4 Limitationen der eigenen Untersuchung

Bei der Bewertung der Ergebnisse dieser Studie sind diverse Einschränkungen zu berücksichtigen:

4.4.1 Material

Simulationsmodell

Bei dem verwendeten Simulationsmodell handelt es sich um eine in diesem Rahmen möglichst genaue Abbildung der Wirklichkeit. Es soll die Interaktion der Probanden mit dem Beatmungsgerät simulieren und Aussagen über etwaige Ver-

änderungen der Beatmungsparameter liefern. Dabei sollte die Charakteristik des menschlichen Respirationstraktes so gut wie möglich abgebildet werden. Die physiologischen Lungenvolumina (Atemzugvolumen = 0,4–0,5 l, inspiratorisches Reservevolumen = 2,5 l und expiratorisches Reservevolumen = 1,5 l und Residualvolumen = 1,5 l) [106] eines spontan atmenden, gesunden Erwachsenen ohne pulmonale Vorerkrankungen lassen sich jedoch nicht abbilden, da das zur Verfügung stehende Volumen im Simulationsmodell begrenzt ist. Das angegebene Volumen der Simulatorlunge von 2,6 l, vgl. Kapitel 2.1 auf Seite 22, ist im Vergleich zur menschlichen Lunge deutlich geringer. Die Compliance der menschlichen Lunge eines gesunden Erwachsenen wird nach Oczenski [106] mit 100 ml/mbar angegeben. Unter Allgemeinanästhesie nimmt diese um 30–50 % ab (50–70 ml/mbar). Verschiedene Untersuchungen wurden vorgenommen, um die Compliance während bzw. unmittelbar nach einer Reanimation zu bestimmen: Ornato et al. (1983) [109] beschreiben eine deutliche Reduzierung der Compliance C 35 ± 16 min nach Herzkreislaufstillstand ($C = 0,022 \pm 0,021$ l/cm H₂O bei $V_t = 936 \pm 322$ ml). Unter Beatmung mit $V_t = 1,0$ l beschreiben Davis et al. (1995) [31] eine Compliance von 0,055 l/cm H₂O unmittelbar nach Beendigung der Wiederbelebensmaßnahmen. Hier sind jedoch unterschiedliche Studien- und Messbedingungen festzustellen. Dennoch lässt sich festhalten, dass die in unserem Simulationsmodell gemessenen Compliance-Werte ($C_{stat} = 35$ ml/mbar und $C_{dyn} = 32$ ml/mbar, vgl. Abbildung 2.1 auf Seite 24) in einem realitätsnahen Bereich liegen. Eine genauere Abbildung der menschlichen Respirationsphysiologie wäre nur mit unverhältnismäßig hohem Aufwand möglich gewesen.

Neben der Ventilation, die sowohl die Oxygenierung des Blutes als auch die Elimination des Kohlenstoffdioxids sicherstellt, ist in einer Reanimationssituation gleichermaßen die Perfusion wichtig. Diese physiologischen Aspekte können in unserem Simulationsmodell nicht berücksichtigt werden. Entsprechend lassen sich darüber keine verlässlichen Aussagen formulieren. Dies gilt insbesondere für mögliche negative (histologische) Auswirkungen der Kompression einer bereits mit Luft gefüllten Lunge.

Atemwegsmittel

Nach Soar und Nolan (2013) [126] sowie Bernhard und Bengert (2015) [12] konnte bisher für keines der in Frage kommenden Atemwegsmittel (Beutel-Masken-Beatmung, supraglottische Atemwegsmittel und endotracheale (Video-)Intubation) eine uneingeschränkte Überlegenheit gegenüber anderen belegt werden. Stattdessen ist davon auszugehen, dass die Atemwegssicherung in unterschiedlichen Phasen der Reanimationsbehandlung auch einen unterschiedlich großen Stellenwert hat und somit unterschiedliche Hilfsmittel zum Einsatz kommen können. Deren Einsatz hängt darüber hinaus auch von der Erfahrung des Anwenders ab. Weitere prospektive Studien zu dieser Fragestellung werden derzeit durchgeführt [10, 135, 142].

Die hier beschriebene Untersuchung bezog sich auf eine tendenziell eher späte Phase einer Reanimationsbehandlung, in der die endotracheale Intubation bereits durchgeführt wurde. Dabei zeichnen sich gewisse Vorteile der endotrachealen Intubation ab [103]:

- Durchführung einer effektiven Beatmung, insbesondere bei verminderter Compliance
- Minimierung der Insufflation des Magens und entsprechend geringeres Regurgitationsrisiko
- (höchstmöglicher) Aspirationsschutz
- Beatmung ohne Unterbrechung der Thoraxkompressionen

Die in dieser Arbeit erhobenen Daten ermöglichen somit lediglich Aussagen über eine Reanimationsbehandlung nach Durchführung einer endotrachealen Intubation und folglich keine Aussagen zu Beatmungen, die z. B. über einen Beatmungsbeutel nebst Beatmungsmaske oder über supraglottische Hilfsmittel (Larynx-tubus, Larynxmaske) sichergestellt werden. Dies ergibt sich aus der Tatsache, dass der Beatmungsmodus CCSV nur bei Patientinnen und Patienten mit einem endotrachealen Tubus oder einer geblockten, druckdichten Trachealkanüle angewendet werden darf.

Beatmungsgerät

Die Untersuchung wurde ausschließlich mit dem Beatmungsgerät „MEDUMAT Transport“ (WEINMANN Emergency Medical Technology GmbH + Co. KG, Hamburg, Deutschland) durchgeführt. Es bleibt fraglich, ob die Untersuchungsergebnisse auch auf andere Beatmungsgeräte übertragen werden können. Park et al. (2013) [111] zeigten in einer Studie, dass die Performance von verschiedenen Beatmungsgeräten bei einer pädiatrischen Ventilation am Simulationsmodell mit unterschiedlichen Compliancewerten stark abweicht. Ebenfalls stellten Winkler et al. (2017) [146] deutliche Unterschiede in der Performance unter CPAP-Therapie fest. Zwar ist die Zahl der Notfallbeatmungsgeräte, die im deutschen Rettungsdienst eingesetzt werden, überschaubar, dennoch zeigen diese technische Unterschiede: So basieren der „MEDUMAT Transport“ und der „Oxylog® 3000 plus“ (Drägerwerk AG & Co. KGaA, Lübeck, Deutschland) auf einem pneumatischen Funktionsprinzip. Der „Hamilton T1“ (Hamilton Medical, Bonaduz, Schweiz) arbeitet hingegen mit einem Turbinen-System, bei dem die Anzahl der Umdrehungen pro Minute einen unterschiedlich hohen Druck im Atemsystem aufbaut [106].

4.4.2 Methoden

Untersuchungsbedingungen

Die Untersuchungsbedingungen erfüllen die Kriterien von Laborbedingungen nicht im engeren Sinne, da sowohl die Temperatur als auch die Luftfeuchtigkeit und der Umgebungsdruck zwischen den einzelnen Tagen der Datenerhebung, vgl. Kapitel 2.4.1 auf Seite 30, unterschiedlich waren. Gleiches gilt für Umgebungsgeräusche, die ggf. eine Ablenkung des Probanden bewirkt haben könnten. Eine Konstanzhaltung der Untersuchungsbedingungen und der Umgebungsgeräusche wäre nur mit einem unverhältnismäßig hohen Aufwand möglich gewesen. Da eine Reanimation - insbesondere eine präklinische - stets unter anderen Bedingungen abläuft, wäre eine Konstanzhaltung auch nicht realitätsnah gewesen.

Probanden

Die für diese Arbeit mit Hilfe der Fragebögen erhobenen personenbezogenen Daten, wie z. B. Alter oder Geschlecht, beinhalten - auch wegen der vergleichsweise hohen Zahl an Probanden - in allen Kategorien eine breite Verteilung. Nichtsdestotrotz haben diese lediglich beschreibenden Charakter und dürfen nicht unkritisch auf andere Rettungsdienstbereiche übertragen werden.

In der Gesundheitsberichterstattung des Bundes (2015) [130] ist ersichtlich, dass im Jahr 2015 59.000 Beschäftigte (männlich 41 000, 69 %; weiblich 18 000, 31 %) im Rettungsdienst gearbeitet haben. Der Rettungsdienst ist in der Bundesrepublik Deutschland durch Landesgesetze der Bundesländer geregelt und durch regionale Unterschiede gekennzeichnet. Die Durchführung des Rettungsdienstes wird durch eine Vielzahl an Organisationen sichergestellt. Neben den Feuerwehren sind hier insbesondere die Hilfsorganisationen, wie z. B. das Deutsche Rote Kreuz (DRK) oder die Johanniter-Unfallhilfe (JUH), zu nennen. Diese Situation ist verantwortlich dafür, dass teils deutliche Unterschiede bei personenbezogenen Daten und Regelungen zur Qualifikation bzw. Fortbildung des Rettungsdienstpersonals bestehen können. Entsprechend existieren auch nur wenige Daten, mit denen die Charakteristik dieser Stichprobe verglichen werden kann. Ein Vergleich dieser Daten mit den Untersuchungen von Heiko Schumann (2011) [120] in Magdeburg (Durchschnittsalter der Rettungsdienstkräfte ($n = 153$): 34,13 Jahre; BMI = 26,49) legen ein hohes Maß an Übereinstimmung nahe.

Eine weitere Einschränkung ergibt sich aus der Tatsache, dass hier ausschließlich Rettungsassistentinnen und Rettungsassistenten in die Studie eingeschlossen wurden. Bei einer Reanimation im Rahmen des Rettungsdienstes wird die Maßnahme der manuellen Thoraxkompression ggf. auch von anderen Berufsgruppen und Auszubildenden ausgeführt. Seit der Einführung des Notfallsanitätäergesetzes (NotSanG) [22] am 01.01.2014 existiert sogar noch ein neues Berufsbild. Hier besteht eine vom Umfang deutlich differierende Ausbildung in dieser Maßnahme. Eine Übertragung der Ergebnisse lässt sich somit nicht ohne Weiteres vornehmen. Müßig et al. (2013) [95] konnten bei einer simulierten Reanimation feststellen, dass die Qualität der manuellen Thoraxkompressionen zwischen Teams aus zwei Personen mit der Berufsbezeichnung „Rettungsassistent/in“ und Teams mit

unterschiedlichen Berufsbezeichnungen („Rettungsassistent/in“ und „Rettungssanitäter/in“ keine signifikanten Abweichungen aufweist. Dies kann als Hinweis interpretiert werden, dass vergleichbare Aussagen auch für Rettungssanitäterinnen und Rettungssanitäter bzw. Notärztinnen und Notärzte gelten.

Zwar war die Ausbildung von Rettungsassistentinnen und Rettungsassistenten nach dem Rettungsassistentengesetz (RettAssG) [21] bundeseinheitlich geregelt, die Fortbildung war es jedoch nicht. Die in den Landkreisen Marburg-Biedenkopf und Gießen erforderliche jährliche Zertifizierung ist eine Besonderheit und verfolgt das Ziel, durch regelmäßige Schulung eine hohe Qualität der Maßnahmen im täglichen Einsatz sicherzustellen. Die Qualität der Thoraxkompression kann daher in einem anderen Rettungsdienstbereich größeren bzw. kleineren Schwankungen unterworfen sein.

4.5 Erkenntnisgewinn und Ausblick

Die Ergebnisse dieser Studie ergänzen die begrenzte Datenlage zu Beatmungsparametern während manueller Thoraxkompressionen bei der kardiopulmonalen Reanimation.

Der Beatmungsmodus CCSV zeigt eine hohe Zuverlässigkeit in der Umsetzung der voreingestellten Beatmungsparameter des Beatmungsgerätes während der kardiopulmonalen Reanimation im Simulationsmodell und war dabei den konventionellen Beatmungsmustern (IPPV und BiLevel) überlegen. Die vorgestellten Ergebnisse unterstützen die in Kapitel 1.6.2 auf Seite 16 aufgestellte These, dass die Verwendung konventioneller Beatmungsmuster (IPPV, BiLevel) bei gleichzeitiger manueller Thoraxkompression einen nicht bestimmungsgemäßen Gebrauch darstellt und die Beatmungsparameter zu einem erheblichen Anteil nicht sicher umgesetzt werden können. Zusammen mit den geschilderten Vorteilen hinsichtlich physiologischer Parameter erscheint CCSV ein vielversprechender Ansatz zur Optimierung der Reanimationsversorgung.

Es bleibt abzuwarten, ob sich die vorteilhaften Effekte auch beim Menschen zeigen und sich dadurch eine erhöhte Krankenhausentlassungsrate bzw. ein verbessertes neurologisches Outcome zeigt. Zukünftige Untersuchungen sollten folgerichtig erste Fallstudien sein, die diese Frage thematisieren.

5 Zusammenfassung

Hintergrund

Die Leitlinien des European Resuscitation Council (ERC) empfehlen die maschinelle Ventilation mit einem Tidalvolumen (V_t) von 6–7 ml/kg Körpergewicht und einer Frequenz (f) von 10/min nach endotrachealer Intubation während der kardiopulmonalen Reanimation. Dennoch ist die Evidenz für ein bestimmtes Beatmungsmuster oder eine differenzierte Ventilationsstrategie gering.

Diese Dissertation untersucht den Einfluss der manuellen Thoraxkompression auf die Umsetzbarkeit der Ventilationsparameter (Tidalvolumen, V_t und Inspirationsdruck, p_{insp}) bei den drei Beatmungsmustern Intermittent Positive Pressure Ventilation (IPPV), BiLevel-Ventilation (BiLevel) und Chest Compression Synchronised Ventilation (CCSV) im Simulationsmodell. Auf diese Weise sollen weitere Hinweise zur Durchführbarkeit der genannten Beatmungsmuster während der kardiopulmonalen Reanimation gesammelt und damit deren Stellenwert beurteilt werden.

Material und Methoden

Nach Genehmigung durch die Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg (Aktenzeichen: Studie 36/14) führten 90 Rettungsassistentinnen und Rettungsassistenten über einen Zeitraum von zwei Minuten ununterbrochene manuelle Thoraxkompressionen an einem Reanimationsphantom mit einem speziellen Lungenmodell durch. Die drei verschiedenen Beatmungsmuster IPPV, BiLevel und CCSV wurden für jeweils 30 s in einer randomisierten Reihenfolge appliziert. CCSV ist ein neuartiger, druckkontrollierter Beatmungsmodus, bei dem die Insufflation zusammen mit der Kompressionsphase abgegeben wird. Diese Synchronisation ist gleichermaßen abhängig von einer raschen Erhöhung des Atemwegsdrucks (25–375 mbar/s) über einen vordefinierten Druck

(0,9–3,7 mbar über dem Positiven Endexpiratorischen Druck, PEEP) in Anschluss an eine Exspirationsphase, die eine bestimmte Zeitdauer (200–340 ms) überschreitet. Die voreingestellten Parameter waren bei IPPV: $V_t = 450$ ml, PEEP = 0 mbar, $f = 10$ /min; bei BiLevel: $p_{insp} = 19$ mbar, PEEP = 5 mbar, $f = 10$ /min und bei CCSV: $p_{insp} = 60$ mbar, PEEP = 0 mbar, $t_{insp} = 205$ ms, $f =$ Thoraxkompressionsrate). Sie wurden mit den tatsächlich gemessenen verglichen und die relative Häufigkeit ermittelt (Toleranzbereich $\pm 10\%$). Die statistische Berechnung erfolgte mit dem Chi-Quadrat Vierfeldertest, dem Friedman-Test und dem Wilcoxon-Rang-Test. Die Ergebnisse (gemessene Werte bzw. relative Häufigkeit) sind im Folgenden als Median (25/75 %-Perzentil) angegeben.

Ergebnisse

Das Tidalvolumen (V_t) bei IPPV betrug 399 ml (386/411 ml), der Inspirationsdruck (p_{insp}) bei BiLevel 22,0 mbar (19,7/25,6 mbar) und der bei CCSV 55,2 mbar (52,6/56,7 mbar).

Die relative Häufigkeit des Erreichens der voreingestellten Beatmungsparameter betrug bei IPPV 40 % (0/100 %) im Vergleich zu BiLevel 20 % (0/100 %), $p = 0,37$ und im Vergleich zu CCSV 71 % (50/83 %), $p < 0,02$. Der Inspirationsdruck (p_{insp}) überschritt den Toleranzbereich bei BiLevel in 80 % (0/100 %) der Beatmungen und bei CCSV in 0 % (0/0 %) der Beatmungen, $p < 0,001$.

Schlussfolgerung

Diese Arbeit zur kardiopulmonalen Reanimation im Simulationsmodell zeigt, dass sich die Beatmungsmuster hinsichtlich der Umsetzbarkeit der voreingestellten Beatmungsparameter (V_t und p_{insp}) signifikant unterscheiden. CCSV zeigt die höchste Trefferquote verglichen mit den konventionellen Beatmungsmustern IPPV und BiLevel. Bei IPPV wird das eingestellte Tidalvolumen unter- und bei BiLevel der Inspirationsdruck regelhaft überschritten. Unter CCSV traten keine Überschreitungen des Inspirationsdrucks auf. Diese Dissertation ergänzt folglich die begrenzte Datenlage zu Beatmungsparametern während manueller Thoraxkompressionen und legt nahe, dass CCSV ein vielversprechender Ansatz zur Verbesserung der Beatmung während der Reanimation sein kann.

6 Abstract

Background

The guidelines of the European Resuscitation Council (ERC) recommend positive-pressure ventilation with a tidal volume of 6–7 ml/kg body weight and a fixed ventilation rate of 10/min as provided by an automated transport ventilator during Cardiopulmonary Resuscitation (CPR) with a secured airway. Nevertheless, evidence for a particular ventilation pattern or a specific ventilation strategy is still limited.

This dissertation addresses the influence of manual Chest Compressions (CC) on the accuracy of ventilator presets (tidal volume, V_t and inspiratory pressure, p_{insp}) of the three ventilation patterns Intermittent Positive Pressure Ventilation (IPPV), BiLevel-Ventilation (BiLevel) and Chest Compression Synchronised Ventilation (CCSV) in a simulation model. Further information on the feasibility of the mentioned ventilation patterns during CPR should be collected and thus their significance assessed.

Materials and methods

After approval by the Ethics Committee of the Faculty of Medicine of the Philipps-University of Marburg (reference number: study 36/14), 90 paramedics performed continuous manual CC for two minutes on a modified Advanced Life Support (ALS)-mannequin with a realistic lung model. The three different ventilation patterns IPPV, BiLevel and CCSV were applied for 30 s each in a randomised order. CCSV is a novel, pressure-controlled ventilation mode, in which the insufflation is synchronised with the compression phase. This synchronisation is also dependent on a rapid increase of the airway pressure (25–375 mbar/s) above a predefined pressure level (0.9–3.7 mbar above Positive Endexpiratory Pressure, PEEP) following an expiratory phase of a specific duration (200–340 ms). The ventilator presets

(tolerance range) were: IPPV $V_t = 450$ ml (400–500 ml), PEEP = 0 mbar, $f = 10$ /min; BiLevel $p_{insp} = 19$ mbar (17.1–20.9 mbar), PEEP = 5 mbar, $f = 10$ /min; CCSV: $p_{insp} = 60$ mbar (56–66 mbar), PEEP = 0 mbar, $t_{insp} = 205$ ms, $f =$ CC rate. Pressure-flow curves were recorded and the preset values were compared with the measured results. Values were defined as correct within tolerance range and analysed with Wilcoxon-Matched-Pairs-Test, results are presented below as median (25/75 % percentiles).

Results

The tidal volume (V_t) during ventilation with IPPV was 399 ml (386/411 ml), the inspiration pressure (p_{insp}) during ventilation with BiLevel was 22.0 mbar (19.7/25.6 mbar) and during ventilation with CCSV 55.2 mbar (52.6/56.7 mbar).

Relative frequency of delivering correct ventilation parameters according to ventilation mode: IPPV = 40 % (0/100 %) vs. BiLevel = 20 % (0/100%), $p = 0.37$ and vs. CCSV = 71 % (50/83 %), $p < 0.02$. p_{insp} was too high in BiLevel = 80 % (0/100 %) vs. CCSV = 0 % (0/0%), $p < 0.001$.

Conclusions

This thesis shows that ventilation patterns during simulated CPR differ significantly regarding the accuracy of delivering preset ventilation parameters (V_t and p_{insp}). CCSV complies best with preset values compared to IPPV and BiLevel ventilation without exceeding the upper pressure preset. During ventilation with IPPV measured tidal volumes did not reach ventilators volume presets. During ventilation with BiLevel measured inspiratory pressures exceeded tolerance range. This dissertation thus complements the limited data on ventilation parameters during CPR and demonstrates that CCSV might be most suitable for ventilation during cardiac arrest.

7 Anhang

7.1 Checklisten

7.1 Checklisten

7.1.1 Versuchsaufbau

- | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|-------------------------------------|-------------------------------------|--|----------------|-------------|-------------|----------------------------|-------------------------|------------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|--------------|--------------|---------------|-------------|-------------|------------------|--------------|--|----------------------------|---------------|---------------|---------------------------|--------------|--------------|--|-------------------------------------|-------------------------------------|------------------------------------|--|
| 1 | Aufbau | | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.1 | Messgerät (Testo 622) vorhanden und ausgepackt | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.2 | Simulationsmodell | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.2.1 | Endotrachealtubus (Fa. Teleflex Medical GmbH; Innendurchmesser: 8,0; fixiert durch Leukoplast auf Zahnreihe 23 cm) | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.2.2 | Aufzeichnungsgerät mit Simulator verbunden | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.2.3 | Flowsensor (grau) verbunden | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.2.4 | Drucktiefsensor (weiß) verbunden | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.2.5 | Dichtigkeitmessung der Simulatorlunge durchgeführt | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.2.6 | Beatmungsschlauch verbunden | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.2.7 | Druckmessschlauch angeschlossen und <u>nicht</u> abgeknickt | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.2.8 | Stromverbindung des Aufzeichnungsgerätes | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.3 | MEDUMAT Transport | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.3.1 | Gerät eingeschaltet | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.3.2 | Funktionskontrolle durchgeführt, keine Fehler angezeigt | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.3.3 | Beatmungsparameter eingestellt | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | <table border="0" style="width: 100%; font-size: 0.9em;"> <tr> <td style="width: 33%;">BiLevel</td> <td style="width: 33%;">IPPV</td> <td style="width: 33%;">CCSV</td> </tr> <tr> <td>P_{insp} = 19mbar</td> <td>V_T: 450 ml</td> <td>P_{insp} = 60 mbar;</td> </tr> <tr> <td>P_{max} = 65 mbar</td> <td>P_{max}: 65 mbar</td> <td>P_{max} = 65 mbar</td> </tr> <tr> <td>PEEP: 5 mbar</td> <td>PEEP: 0 mbar</td> <td>PEEP = 0 mbar</td> </tr> <tr> <td>f = 10/min.</td> <td>f = 10/min.</td> <td>Triggerniveau: 8</td> </tr> <tr> <td>kein Trigger</td> <td></td> <td>T_{insp} = 205 ms</td> </tr> <tr> <td>I:E = 1 : 1,5</td> <td>I:E = 1 : 1,5</td> <td>T_{exp} = 205 ms</td> </tr> <tr> <td>Rampe: steil</td> <td>Rampe: steil</td> <td></td> </tr> <tr> <td>F_IO₂: 1,0</td> <td>F_IO₂: 1,0</td> <td>F_IO₂:1,0</td> </tr> </table> | BiLevel | IPPV | CCSV | P _{insp} = 19mbar | V _T : 450 ml | P _{insp} = 60 mbar; | P _{max} = 65 mbar | P _{max} : 65 mbar | P _{max} = 65 mbar | PEEP: 5 mbar | PEEP: 0 mbar | PEEP = 0 mbar | f = 10/min. | f = 10/min. | Triggerniveau: 8 | kein Trigger | | T _{insp} = 205 ms | I:E = 1 : 1,5 | I:E = 1 : 1,5 | T _{exp} = 205 ms | Rampe: steil | Rampe: steil | | F _I O ₂ : 1,0 | F _I O ₂ : 1,0 | F _I O ₂ :1,0 | |
| BiLevel | IPPV | CCSV | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| P _{insp} = 19mbar | V _T : 450 ml | P _{insp} = 60 mbar; | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| P _{max} = 65 mbar | P _{max} : 65 mbar | P _{max} = 65 mbar | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| PEEP: 5 mbar | PEEP: 0 mbar | PEEP = 0 mbar | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| f = 10/min. | f = 10/min. | Triggerniveau: 8 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| kein Trigger | | T _{insp} = 205 ms | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| I:E = 1 : 1,5 | I:E = 1 : 1,5 | T _{exp} = 205 ms | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Rampe: steil | Rampe: steil | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| F _I O ₂ : 1,0 | F _I O ₂ : 1,0 | F _I O ₂ :1,0 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.3.4 | APNOE- Beatmungsparameter deaktiviert | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.4 | SD-Karte | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.4.1 | keine Daten auf der Karte vorhanden | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.4.2 | Karte eingelegt (<u>nicht</u> eingesteckt) | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.5 | CORPULS 3 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.5.1 | Gerät eingeschaltet, betriebsbereit | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.5.2 | Corpatch CPR verbunden | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.5.3 | manuelle Umstellung in CPR-Modus, Sprache ausgeschaltet | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.5 | Stoppuhr | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.5.1 | vorhanden, betriebsbereit | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.6 | Testdurchlauf | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.6.1 | Drucktiefsensor intakt, Kurve sichtbar | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.6.2 | Flowsensor intakt, Kurve sichtbar | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 1.6.3 | Drucksensor intakt, Kurve sichtbar | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 2 | äußere Bedingungen | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 2.1 | Temperatur _____ °C | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 2.2 | Umgebungsdruck _____ hPa | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 2.3 | Luftfeuchtigkeit _____ % | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 3 | Tagesabschluss | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 3.1 | Probandenchecklisten vollständig geführt, Anzahl der Probanden: _____ | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 3.2 | Datensicherung auf dem FTP-Server durchgeführt | □ | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

Datum: _____

Untersucher: _____

7.1.2 Proband

Kennziffer: _____ Datum: _____ Zeitraum: _____

Checkliste (Proband)

- | | | |
|---|---|--------------------------|
| 1 | Proband, Teil 1 | |
| | 1.1 Brief gezogen | <input type="checkbox"/> |
| | 1.2 Aufklärung durchgeführt | <input type="checkbox"/> |
| 2 | Messung | |
| | 2.1 Datenaufzeichnung problemlos | <input type="checkbox"/> |
| 3 | Proband, Teil 2 | |
| | 3.1 Fragebogen vollständig ausgefüllt | <input type="checkbox"/> |
| 4 | Datenspeicherung (Simulatormodell) | |
| | 4.1 Datenspeicherung durchgeführt | <input type="checkbox"/> |
| | 4.2 SD-Karte gelöscht | <input type="checkbox"/> |
| | 4.3 SD-Karte wieder eingelegt (<u>nicht</u> eingesteckt) | <input type="checkbox"/> |
| 5 | Datenspeicherung (CORPULS 3) | |
| | 5.1 Gerät ausschalten | <input type="checkbox"/> |
| | 5.2 Gerät wieder einschalten | <input type="checkbox"/> |
| | 5.3 manuelle Umstellung in CPR-Modus, Sprache ausgeschaltet | <input type="checkbox"/> |
| 6 | Dichtigkeitsmessung der Simulatorlunge durchgeführt | <input type="checkbox"/> |

Besonderheiten:

Ausschluss von der Studie

☐ nein ☐ ja, Grund:

Untersucher: _____

7.2 Fragebogen

7.2.1 Seite 1

Fragebogen

Studie „Wechselwirkungen zwischen maschineller Ventilation und manueller Thoraxkompression bei der kardiopulmonalen Reanimation im Simulationsmodell“

Liebe Studienteilnehmerin, lieber Studienteilnehmer!

Bitte lesen Sie die nachfolgenden Fragen sorgfältig durch und beantworten Sie die Fragen gewissenhaft!

Welches Geschlecht haben Sie?

w	m
---	---

Wie alt sind Sie?

	Jahre
--	-------

Wie groß sind Sie?

	m
--	---

Wie schwer sind Sie?

	kg
--	----

Seit wie vielen Jahren sind Sie im Rettungsdienst tätig?

	Jahre
--	-------

Wie viele Reanimationen haben Sie im Rahmen Ihrer Tätigkeit im Rettungsdienst am Patienten durchgeführt?

0-5	6-15	16-30	31-50	> 50
-----	------	-------	-------	------

Wie schätzen Sie Ihre Erfahrung im Rettungsdienst ein?

wenig erfahren	1	2	3	4	5	sehr erfahren
-------------------	---	---	---	---	---	------------------

Wie schätzen Sie Ihre Erfahrung mit Reanimationen im Rahmen des Rettungsdienstes ein?

wenig erfahren	1	2	3	4	5	sehr erfahren
-------------------	---	---	---	---	---	------------------

7.2.2 Seite 2

Fühlten Sie sich durch die Beatmung bei der manuellen Thoraxkompression gestört?

Beatmung A

Ich habe mich nicht gestört gefühlt	1	2	3	4	5	Ich habe mich sehr gestört gefühlt
--	---	---	---	---	---	------------------------------------

Beatmung B

Ich habe mich nicht gestört gefühlt	1	2	3	4	5	Ich habe mich sehr gestört gefühlt
--	---	---	---	---	---	------------------------------------

Beatmung C

Ich habe mich nicht gestört gefühlt	1	2	3	4	5	Ich habe mich sehr gestört gefühlt
--	---	---	---	---	---	------------------------------------

Was Sie uns noch sagen möchten ...

--

Vielen Dank für ihre Mitarbeit!

7.3 Appendix

7.3.1 Tabellarischer Lebenslauf

Seite 97 enthält persönliche Daten. Sie ist deshalb nicht Bestandteil der Online-Veröffentlichung.

Seite 98 enthält persönliche Daten. Sie ist deshalb nicht Bestandteil der Online-Veröffentlichung.

7.3.2 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrerinnen und Lehrer waren folgende Damen und Herren an der **Justus-Liebig-Universität Gießen**:

Abu Urahell	Acker	Ahlemeyer
Ahrens	Aigner	Akintürk
Albrecht	Alt	Altinkilic
Altmann	Altmannsberger	Alzen
Andrassi	Andrassi-Darida	Apitz
Arens	Askevold	Aslam
Axt-Flidner	Baal	Bahner
Banat	Barnickel	Barth
Bassaly	Battmann	Bauer
Baumgart-Vogt	Bein	Benz
Berghoff	Beuerlein	Birk
Birngruber	Bischel	Blaes
Böcker	Bockmühl	Bode
Bödeker	Bodner	Böhm
Böning	Borggreffe	Boschek
Bräu	Braun	Brenck
Bretzel	Brobell	Brosig
Brück	Brümmer-Smith	Chakraborty
Collet	Degenhardt	Deinzer
Deisting	Dettmeyer	Deubner
Diemer	Dietzel	Dill
Dinser	Dischereit	Dohmen-Scheuffler
Domann	Doppl	Dreyer
Duckheim	Ebel	Eckhard
Ehrhardt	Eikmann	El-Safadi
En-Nosse	Engel	Erdogan
Ermert	Eskef	Eul
Euler	Ewald	Ferring
Feustel	Fink	Fischer S.

7.3 Appendix

Fischer R.	Fleischer	Frank
Franke	Franz	Friedburg
Friedrich	Fritz	Füssle
Gallhofer	Galuska	Gamardinger
Ganß	Gärtner	Gattenlöhner
Gauß	Ghofrani	Giehl
Gieler	Gissel	Giuris
Göbel	Görlach	Göttlich
Gräf	Grams	Grande
Grandel	Grant	Grau
Grebe	Greiss	Groß
Gündüz	Güttler	Habicht
Hackstein	Hagenhoff	Hahn
Hahne	Hain	Halis
Hanewald	Hardt	Harpel
Hauch	Hauenschild	Hauptmann
Hauri	Hecker A.	Hecker M.
Heidt	Heiß	Helmig
Henneking	Henrich	Hermes
Hermsteiner	Herold	Herr
Herzog	Heudorf	Hillmeier
Hinsch	Hirschburger	Hoffmann
Höland	Hollekamp	Holler
Hölschermann	Horas	Hörbelt
Horn	Hossain	Howaldt
Hudel	Husain-Syed	Hütz
Imirzalioglu	Ishaque	Issing
Jänisch	Janssen	Jantos
Jeßen	Jödicke	Jost
Jung	Jurkat	Käbisch
Kampschulte	Kaps	Karg
Karle	Karnati	Kelm
Kerst	Kettner-Buhrow	Kießling

7.3 Appendix

Kilian	Kipfmüller	Kirschbaum
Klett	Klug	Klußmann
Knecht	Knipper	Köhler
Konrad	Kopisch	Körner
Korom	Kracht	Krämer
Krämer-Best	Krasteva	Krawinkel
Kremkes-Matthes	Kreuder	Kroll
Krombach	Krug	Kruse
Kuchelmeister	Kuhn	Kühn
Kuhnen	Kummer	Kupfer
Lafont	Landmann	Lang
Lange	Laurich	Lehmann
Leichsenring	Leimbeck	Lengler
Lessig	Lewecke	Lichtenstern
Linn	Lips	Loch
Lochnit	Lohmeyer	Lollet
Lorenz	Lübbecke	Loch
Lochnit	Lohmeyer	Lollet
Lübbecke	Lüdecke	Ludwig
Mann	Marck	Markart
Matejec	Maxeiner	Mayer
Mayser	Meinhardt	Menges
Middendorff	Milch	Müller M.
Müller V.	Nährlich	Nanova
Nassenstein	Nelles	Neubauer B.
Neubauer M.	Neuhof Ch.	Neuhof H.
Neumann	Nick	Niemeier
Niepmann	Nilles	Nöll
Nolte	Novotny	Oehmke
Onassis	Padberg	Paddenberg
Paradowska-Dogan	Parahuleva	Patscheke
Pavlidis	Peters	Pfeil
Pflieger-Bruss	Pilatz	Piper

7.3 Appendix

Pless	Pons-Kühnemann	Prange-Schmidt
Preissner	Preuß	Reinges
Renner	Repp	Reuter
Rickert	Riedel	Riße
Roderfeld	Roeb	Roelcke
Roessler	Rohrbach	Röhrig
Roller	Rooshenas	Rosengarten
Rüger	Ruhrmann	Rummel
Rupp	Sachs	Sammer
Sander	Sauer	Schäfer
Schäffer	Schänzer	Schaub
Schaumberg	Schelling	Schiefer
Schindler	Schleicher	Schlüter
Schmid	Schmidt	Schmidtbauer
Schmitz	Schneider	Schoof
Schranz	Schreckenberger	Schreiber
Schultheis	Schulz	Schulz-Grygier
Schuppe	Schürg	Schut
Schüttler	Schwandner	Sedding
Seeger	Seibel	Seinschedt
Sethi	Sheridan	Sibelius
Skrandies	Sommer	Sparenberg
Spruck	Stahl	Stein
Steinberger	Steiner	Steinert
Steinmeyer	Steinmüller	Steiss
Stephan	Stieger	Stingl
Stöckmann	Stolz	Stracke
Strödter	Strunk	Szalay
Tanislav	Tchatalbachev	Teichmann
Temmesfeld-Wollbrück	Teschemacher	Thormann
Tikkanen	Tinneberg	Tschernatsch-Gerriets
Tur	Uhl	Uhlich
Ulferts	Unkelbach	Utsch

7.3 Appendix

Valerius	van der Mei	Vigelius-Rauch
Vogel	Vorwinckel	Voss
Waas	Wagenlehner	Wagner
Walker	Walmrath	Walter
Wassil	Weber	Weigand
Weimer	Weinel	Weinrich
Weismüller	Weißmann	Wiecha
Wilhelm	Wilkins	Wimmer
Winter	Wirbatz	Witte
Wittekindt	Woßmann	Wudy
Wygrecka	Ziebuhr	Ziedorn
Zimmer	Zur Nieden	

Darüber hinaus zählen zu meinen akademischen Lehrern die Herren an der
University of Rwanda - College of Medicine and Health Sciences:

Kiswezi Kazigo	Ngarambe	Sinclair
Uyisabye		

7.3.3 Danksagung

Mein besonderer Dank gebührt Herrn Prof. Dr. med. Clemens Kill, der mich bereits sehr früh in die Versuchsplanung mit einbezogen hat und mir auf diese Weise ermöglicht hat, die Entwicklung des Simulationsmodells und der Fragestellung zu begleiten. Während der gesamten Promotion habe ich mich stets gut betreut gefühlt. Über das mir entgegen gebrachte Vertrauen und die „künstlerische Freiheit“ bei der Erstellung von Publikationen und der Präsentation der damit verbundenen Inhalte bin ich sehr dankbar.

Mein Dank gilt darüber hinaus Herrn Christian Neuhaus, der die technische Entwicklung des Simulationsmodells und des neuen Beatmungsmodus CCSV sichergestellt sowie die Publikationen dieser Arbeit unterstützt hat. Ebenfalls danke ich Herrn Norman Scotti, stellvertretend für die Fa. WEINMANN Emergency Medical Technology GmbH + Co. KG, für die finanzielle Unterstützung in Form von Übernahme der Reisekosten und Kongressgebühren, die mir das Vorstellen der Ergebnisse auf verschiedenen Kongressen ermöglichte. Darüber hinaus möchte ich Herrn Thomas Ploch herzlich für seine Unterstützung bei der statistischen Planung und Beratung dieser Arbeit danken. Seine ruhige und geduldige Art sowie die stets konstruktive Zusammenarbeit werden mir besonders in Erinnerung bleiben.

Darüber hinaus danke ich den Rettungsassistentinnen und Rettungsassistenten aus den Rettungsdienstbereichen Gießen und Marburg-Biedenkopf, die diese Studie durch ihre freiwillige und unentgeltliche Teilnahme ermöglicht haben.

Ebenfalls spreche ich Herrn Prof. Dr. med. Stefan Schröder meinen Dank aus, der mich während meines Studiums als Mentor begleitet hat und der mir an vielen Stellen - auch bei meiner Promotion - mit wertvollen Impulsen zur Seite stand. Außerdem richte ich meinen Dank an Herrn Dr. med. Christian Fastner, auf dessen geschätzten Rat ich mich in jeglichen Lebenssituationen stets verlassen kann.

Abschließend bedanke ich mich bei meinen Eltern, die mich auf meinem privaten und beruflichen Weg jederzeit unterstützt und mir diese Ausbildung ermöglicht haben. Zuletzt gilt mein Dank meiner Freundin Anneke, die mein Leben nun schon seit fünf Jahren bereichert und mich in dieser Zeit mit viel Liebe und Verständnis begleitet hat.

7.3.4 Ehrenwörtliche Erklärung

„Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel ‚Einfluss der manuellen Thoraxkompression auf Beatmungsparameter der maschinellen Ventilation bei der kardiopulmonalen Reanimation im Simulationsmodell‘ im Zentrum für Notfallmedizin unter Leitung von Herrn Prof. Dr. med. Clemens Kill mit Unterstützung durch Herrn Dr. med. Wolfgang Dersch ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt. Ich versichere, dass ich sämtliche wörtlichen oder sinngemäßen Übernahmen und Zitate kenntlich gemacht habe. Mit dem Einsatz von Software zur Erkennung von Plagiaten bin ich einverstanden.“

Die vorliegende Arbeit wurde in folgenden Publikationsorganen veröffentlicht:

Originalarbeit

1. Speer T, Dersch W, Kleine B, Neuhaus C, Kill C. Mechanical Ventilation during Resuscitation: How Manual Chest Compressions Affect a Ventilator's Function. *Advances in Therapy* 2017;34(10):2333–2344.

Abstracts

1. Speer T, Dersch W, Kleine B, Neuhaus C, Kill C: Mechanische Ventilation unter manueller Thoraxkompression mit IPPV, BiLevel und CCSV: Können die Ventilationsparameter eingehalten werden?. *Anästhesiologie und Intensivmedizin* 2016;57:49–50
2. Speer T, Dersch W, Kleine B, Neuhaus C, Kill C: Mechanical Ventilation during resuscitation: Influence of manual chest compressions on tidal volumes and peak airway pressures. *Resuscitation* 96S(2015)5–42

Wissenschaftliche Auszeichnung

1. Verleihung des „Best Abstract WATN 2016 Award“ der Deutschen Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin e. V. (DGAI), Kiel, 2016

Marburg, 21. Oktober 2017

Tillmann Raphael Nicolas Speer

Die Hinweise zur Erkennung von Plagiaten habe ich zur Kenntnis genommen.

Marburg, 21. Oktober 2017

Prof. Dr. med. Clemens Kill

Literaturverzeichnis

- [1] Abella BS, Alvarado JP, Myklebust H, Barry A, Hearn NO, Hoek TLV, *et al.* Quality of Cardiopulmonary Resuscitation. JAMA 2005;293(3):305–310.
- [2] Abella BS, Sandbo N, Vassilatos P, Alvarado JP, O’Hearn N, Wigder HN, *et al.* Chest compression rates during cardiopulmonary resuscitation are suboptimal: a prospective study during in-hospital cardiac arrest. Circulation 2005;111(4):428–34.
- [3] Atwood C, Eisenberg MS, Herlitz J, Rea TD. Incidence of EMS-treated out-of-hospital cardiac arrest in Europe. Resuscitation 2005;67(1):75–80.
- [4] Aufderheide TP, Lurie KG. Death by hyperventilation: a common and life-threatening problem during cardiopulmonary resuscitation. Crit Care Med 2004;32(9 Suppl):345–351.
- [5] Aufderheide TP, Nichol G, Rea TD, Brown SP, Leroux BG, Pepe PE, *et al.* A trial of an impedance threshold device in out-of-hospital cardiac arrest. N Engl J Med 2011;365(9):798–806.
- [6] Aufderheide TP, Pirrallo RG, Provo TA, Lurie KG. Clinical evaluation of an inspiratory impedance threshold device during standard cardiopulmonary resuscitation in patients with out-of-hospital cardiac arrest. Crit Care Med 2005;33(4):734–740.
- [7] Aufderheide TP, Sigurdsson G, Pirrallo RG, Yannopoulos D, McKnite S, von Briesen C, *et al.* Hyperventilation-induced hypotension during cardiopulmonary resuscitation. Circulation 2004;109(16):1960–1965.

- [8] Axelsson C, Nestin J, Svensson L, Axelsson ÅB, Herlitz J. Clinical consequences of the introduction of mechanical chest compression in the EMS system for treatment of out-of-hospital cardiac arrest - A pilot study. *Resuscitation* 2006;71(1):47–55.
- [9] Baubin M, Sumann G, Rabl W, Eibl G, Wenzel V, Mair P. Increased frequency of thorax injuries with ACD-CPR. *Resuscitation* 1999;41(1):33–38.
- [10] Bengner JR, Voss S, Coates D, Greenwood R, Nolan JP, Rawstorne S, *et al.* Randomised comparison of the effectiveness of the laryngeal mask airway supreme, i-gel and current practice in the initial airway management of prehospital cardiac arrest (REVIVE-Airways): a feasibility study research protocol. *BMJ Open* 2013;3(2):e002467.
- [11] Berdowski J, Berg RA, Tijssen JGP, Koster RW. Global incidences of out-of-hospital cardiac arrest and survival rates: Systematic review of 67 prospective studies. *Resuscitation* 2010;81(11):1479–1487.
- [12] Bernhard M, Bengner JR. Airway management during cardiopulmonary resuscitation. *Curr Opin Crit Care* 2015;21(3):183–187.
- [13] Bertrand C, Hemery F, Carli P, Goldstein P, Espesson C, Rüttimann M, *et al.* Constant flow insufflation of oxygen as the sole mode of ventilation during out-of-hospital cardiac arrest. *Intensive Care Med* 2006;32(6):843–851.
- [14] BiAS für Windows [Computerprogramm]. Version 10.04, Epsilon-Verlag, Nordhastedt, Deutschland, 2013.
- [15] Bobrow BJ, Ewy GA, Clark L, Chikani V, Berg RA, Sanders AB, *et al.* Passive oxygen insufflation is superior to bag-valve-mask ventilation for witnessed ventricular fibrillation out-of-hospital cardiac arrest. *Ann Emerg Med* 2009;54(5):656–662.e1.
- [16] Bortz J, Döring N. Forschungsmethoden und Evaluation: für Human- und Sozialwissenschaftler. 4. Auflage, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2007.

- [17] Bortz J, Schuster C. Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2010.
- [18] Bossaert LL, Chamberlain D. The European Resuscitation Council: Its history and development. *Resuscitation* 2013;84:1291–1294.
- [19] Böttiger BW, Grabner C, Bauer H, Bode C, Weber T, Motsch J, *et al.* Long term outcome after out-of-hospital cardiac arrest with physician staffed emergency medical services: the Utstein style applied to a midsized urban/suburban area. *Heart* 1999;82(6):674–9.
- [20] Brandtitz FK, Kern KB, Campbell SC. Continuous Transtracheal Oxygen Delivery During Cardiopulmonary Resuscitation. *Chest* 1989;95(2):441–448.
- [21] Bundesrepublik Deutschland, vertreten durch das Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz, vertreten durch den Bundesminister der Justiz und für Verbraucherschutz. Gesetz über den Beruf der Rettungsassistentin und des Rettungsassistenten (Rettungsassistentengesetz - RettAssG), Ausfertigungsdatum: 10.07.1989, zuletzt geändert: 02.12.2007, außer Kraft seit 31.12.2014. URL: <https://www.jurion.de/gesetze/rettassg/>. [aufgerufen am 28.09.2017, 12:09 Uhr].
- [22] Bundesrepublik Deutschland, vertreten durch das Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz, vertreten durch den Bundesminister der Justiz und für Verbraucherschutz. Gesetz über den Beruf der Notfallsanitäterin und des Notfallsanitäters (Notfallsanitätergesetz - NotSanG), Ausfertigungsdatum: 22.05.2013, zuletzt geändert: 04.04.2017. URL: <http://www.gesetze-im-internet.de/notsang/NotSanG.pdf>. [aufgerufen am 28.09.2017, 12:03 Uhr].
- [23] Cabrini L, Beccaria P, Landoni G, Biondi-Zoccai GGL, Sheiban I, Cristofolini M, *et al.* Impact of impedance threshold devices on cardiopulmonary resuscitation: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled studies. *Crit Care Med* 2008;36(5):1625–1632.

- [24] Chalkias A, Xanthos T. Timing positive-pressure ventilation during chest compression: the key to improving the thoracic pump? *Eur Hear J Acute Cardiovasc Care* 2013;4(1):24–27.
- [25] Chang MW, Coffeen P, Lurie KG, Shultz J, Bache RJ, White CW. Active compression-decompression CPR improves vital organ perfusion in a dog model of ventricular fibrillation. *Chest* 1994;106(4):1250–1259.
- [26] Cohen T. A Comparison of Active Compression-Decompression Cardiopulmonary Resuscitation with Standard Cardiopulmonary Resuscitation for Cardiac Arrests Occuring in the Hospital. *NEJM* 1993;329:1918–1921.
- [27] Cohen T, Tucker K, Lurie K, Redberg R, Dutton J, Dwyer K, *et al.* Active compression-decompression. A new method of cardiopulmonary resuscitation. Cardiopulmonary Resuscitation Working Group. *JAMA* 1992; 267(21):2916–23.
- [28] Cohen T, Tucker K, Redberg R, Lurie K, Chin M, Dutton J, *et al.* Active compression-decompression resuscitation: a novel method of cardiopulmonary resuscitation. *Am Heart J* 1992;124(5):1145–50.
- [29] Cohen, T. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd revised edition, Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, New Jersey, 1988.
- [30] Criley J, Blaufuss A, Kissel G. Cough-induced cardiac compression: Self-administered form of cardiopulmonary resuscitation. *JAMA* 1976; 236(11):1246–1250.
- [31] Davis K, Johannigman JA, Johnson RC, Branson RD. Lung Compliance Following Cardiac Arrest. *Academic Emergency Medicine* 1995;2(10):874–878.
- [32] Deakin C, Nolan J, Soar J, Sunde K, Koster R, Smith G, *et al.* Erweiterte Reanimationsmaßnahmen für Erwachsene („advanced life support“) - Sektion 4 der Leitlinien zur Reanimation 2010 des European Resuscitation Council. *Notfall + Rettungsmedizin* 2010;13(7):559–620.

- [33] Deakin CD, O'Neill JF, Tabor T. Does compression-only cardiopulmonary resuscitation generate adequate passive ventilation during cardiac arrest? *Resuscitation* 2007;75(1):53–59.
- [34] Dersch W, Hoselmann P, Neuhaus C, Palm U, Bösl E, Wallot P, *et al.* Resuscitation with mechanical ventilation: The effects of Chest Compression Synchronized Ventilation (CCSV) or Intermitted Positive Pressure Ventilation (IPPV) on lung injury in a pig model. *Resuscitation* 2013;84S:15.
- [35] Deutsche Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin e.V. (DGAI). Deutsches Reanimationsregister - Geschichte. URL: <https://www.reanimationsregister.de/geschichte.html>. [aufgerufen am 28.09.2017, 15:07 Uhr].
- [36] Deutsche Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin e.V. (DGAI). Deutsches Reanimationsregister - Jahresbericht 2016. URL: <https://www.reanimationsregister.de/downloads/jahrestreffen-2017/104-oeff-jahresbericht-24-04-2017/file.html>. [aufgerufen am 28.09.2017, 15:07 Uhr].
- [37] Deutsche Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin e.V. (DGAI). Deutsches Reanimationsregister - Startseite. URL: <https://www.reanimationsregister.de/>. [aufgerufen am 28.09.2017, 15:07 Uhr].
- [38] Dietz F. Vorrichtung und Verfahren zur Generierung eines Atemgashubes während der Herz-Druckmassage. Europäische Patentanmeldung, Anmeldenummer: 11000038.7, Anmeldetag: 05.01.2011.
- [39] DIN EN 794-3:2009-12. Lungenbeatmungsgeräte - Teil 3: Besondere Anforderungen an Notfall- und Transportbeatmungsgeräte, Deutsche Fassung EN 794-3:1998+A2:2009. URL: <http://www.beuth.de/de/norm/din-en-794-3/120991369>. [aufgerufen am: 28.09.2017, 11:06 Uhr].

- [40] Dorph E, Wik L, Strømme TA, Eriksen M, Steen PA. Oxygen delivery and return of spontaneous circulation with ventilation: Compression ratio 2:30 versus chest compressions only CPR in pigs. *Resuscitation* 2004;60(3):309–318.
- [41] Ehmke H. Das Kreislaufsystem. *In: Klinke R, Pape HC, Krutz A, Silbernagl S. Physiologie. 6. Auflage, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart New York, 2010.*
- [42] Eisenberg MS. History of the Science of Cardiopulmonary Resuscitation. *In: Ornato JP, Peberdy, MA. Contemporary Cardiology: Cardiopulmonary Resuscitation. Humana Press Inc., Totowa, New Jersey, 2005.*
- [43] Eisenberg MS. Life in the Balance: Emergency Medicine and the Quest to Reverse Sudden Death. Oxford University Press, Oxford New York, 1997.
- [44] Estner HL, Günzel C, Ndrepepa G, William F, Blaumeiser D, Rupprecht B, *et al.* Outcome after out-of-hospital cardiac arrest in a physician-staffed emergency medical system according to the Utstein style. *Am Heart J* 2007; 153(5):792–799.
- [45] Ewy GA. Cardiocerebral resuscitation: The new cardiopulmonary resuscitation. *Circulation* 2005;111(16):2134–2142.
- [46] Ewy GA, Kern KB, Sanders AB, Newburn D, Valenzuela TD, Clark L, *et al.* Cardiocerebral resuscitation for cardiac arrest. *Am J Med* 2006;119(1):6–9.
- [47] Excel für Windows [Computerprogramm]. Version 14.0, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA, 2010.
- [48] Fischer M, Fischer NJ, Schüttler J. One-year survival after out-of-hospital cardiac arrest in Bonn city: Outcome report according to the 'Utstein style'. *Resuscitation* 1997;33(3):233–243.
- [49] Frascone RJ, Wayne MA, Swor RA, Mahoney BD, Domeier RM, Olinger ML, *et al.* Treatment of non-traumatic out-of-hospital cardiac arrest with active compression decompression cardiopulmonary resuscitation plus an impedance threshold device. *Resuscitation* 2013;84(9):1214–1222.

- [50] Gabrielli A, Layon AJ, Wenzel V, Dorges V, Idris AH. Alternative ventilation strategies in cardiopulmonary resuscitation. *Curr Opin Crit Care* 2002; 8(3):199–211.
- [51] Gazmuri RJ, Ayoub IM, Radhakrishnan J, Motl J, Upadhyaya MP. Clinically plausible hyperventilation does not exert adverse hemodynamic effects during CPR but markedly reduces end-tidal p_{CO_2} . *Resuscitation* 2012; 83(2):259–264.
- [52] Gräsner JT, Geldner G, Werner C, Fischer M, Bohn A, Scholz KH, *et al.* Optimierung der Reanimationsversorgung in Deutschland. *Notfall + Rettungsmedizin* 2014;17(4):314–316.
- [53] Gräsner JT, Lefering R, Koster RW, Masterson S, Böttiger BW, Herlitz J, *et al.* EuReCa ONE–27 Nations, ONE Europe, ONE Registry. A prospective one month analysis of out-of-hospital cardiac arrest outcomes in 27 countries in Europe. *Resuscitation* 2016;105:188–195.
- [54] Gräsner JT, Masterson S. EuReCa and international resuscitation registries. *Curr Opin Crit Care* 2015;21:215–219.
- [55] Gräsner JT, Seewald S, Bohn A, Fischer M, Messelken M, Jantzen T, *et al.* Deutsches Reanimationsregister. *Anaesthesist* 2014;63(6):470–476.
- [56] GS Elektromedizinische Geräte G Stemple GmbH. Produktinformation Corpatch CPR (Version 1.1, 2013). URL: <https://www.anandic.com/bausteine.net/f/11082/corpatchcpr-Anandic.pdf?fd=2>. [aufgerufen am 28.09.2017, 15:38 Uhr].
- [57] Harnischmacher U. Clinical-Trials.De. URL: http://www.clinical-trials.de/de/Werkzeuge/Online_Hilfsmittel/online_hilfsmittel.html. [aufgerufen am 11.09.2014, 14:43 Uhr].
- [58] Hayes MM, Ewy GA, Anavy ND, Hilwig RW, Sanders AB, Berg RA, *et al.* Continuous passive oxygen insufflation results in a similar outcome to positive pressure ventilation in a swine model of out-of-hospital ventricular fibrillation. *Resuscitation* 2007;74(2):357–365.

- [59] Hill JD. Observations of some of the dangers of chloroform in surgical practice and a successful mode of treatment. *Br J Dent Sci* 1868;11:355–358.
- [60] Hodgetts TJ, Kenward G, Vlackonikolis I, Payne S, Castle N, Crouch R, *et al.* Incidence, location and reasons for avoidable in-hospital cardiac arrest in a district general hospital. *Resuscitation* 2002;54(2):115–123.
- [61] IBM SPSS Statistics für Windows [Computerprogramm]. Version 20.0, IBM Corporation, Armonk, New York, USA, 2011.
- [62] Idris AH, Guffey D, Aufderheide TP, Brown S, Morrison LJ, Nichols P, *et al.* Relationship Between Chest Compression Rates and Outcomes From Cardiac Arrest. *Circulation* 2012;125(24):3004–3012.
- [63] Idris AH, Wenzel V, Becker LB, Banner MJ, Orban DJ. Does hypoxia or hypercarbia independently affect resuscitation from cardiac arrest? *Chest* 1995;108(2):522–528.
- [64] International Liaison Committee on Resuscitation (ILCOR). About ILCOR. URL: <http://www.ilcor.org/about-ilcor/about-ilcor/>. [aufgerufen am 28.09.2017, 10:53 Uhr].
- [65] Kellum MJ, Kennedy KW, Barney R, Keilhauer FA, Bellino M, Zuercher M, *et al.* Cardiocerebral Resuscitation Improves Neurologically Intact Survival of Patients With Out-of-Hospital Cardiac Arrest. *Ann Emerg Med* 2008; 52(3):244–252.
- [66] Kellum MJ, Kennedy KW, Ewy GA. Cardiocerebral Resuscitation Improves Survival of Patients with Out-of-Hospital Cardiac Arrest. *Am J Med* 2006; 119(4):335–340.
- [67] Kentsch M, Schlichting H, Mathes N, Rodemerk U, Ittel TH. Out-of-hospital cardiac arrest in North-East Germany: Increased resuscitation efforts and improved survival. *Resuscitation* 2000;43(3):177–183.

- [68] Kill C, Galbas M, Neuhaus C, Hahn O, Wallot P, Kesper K, *et al.* Chest Compression Synchronized Ventilation versus Intermittent Positive Pressure Ventilation during Cardiopulmonary Resuscitation in a Pig Model. PLoS One 2015;10(5):e0127759.
- [69] Kill C, Hahn O, Dietz F, Neuhaus C, Schwarz S, Mahling R, *et al.* Mechanical Ventilation During Cardiopulmonary Resuscitation With Intermittent Positive-Pressure Ventilation, Bilevel Ventilation, or Chest Compression Synchronized Ventilation in a Pig Model. Crit Care Med 2014;42(2):e89–95.
- [70] Kill C, Thonke R, Hahn O, Wallot P, Kesper K, Wulf H, *et al.* Cerebral oxygenation during resuscitation: Influence of the ventilation modes Chest Compression Synchronized Ventilation (CCSV) or Intermittent Positive Pressure Ventilation (IPPV) and of vasopressors on cerebral tissue oxygen saturation. Resuscitation 2015;96(S1):44.
- [71] Kill C, Torossian A, Freisburger C, Dworok S, Massmann M, Nohl T, *et al.* Basic life support with four different compression/ventilation ratios in a pig model: The need for ventilation. Resuscitation 2009;80(9):1060–1065.
- [72] Kleinsasser A, Lindner KH, Schaefer A, Loeckinger A. Decompression-triggered positive-pressure ventilation during cardiopulmonary resuscitation improves pulmonary gas exchange and oxygen uptake. Circulation 2002; 106(3):373–378.
- [73] Koster RW, Baubin MA, Bossaert LL, Caballero A, Cassan P, Castrén M, *et al.* European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 2. Adult basic life support and use of automated external defibrillators. Resuscitation 2010;81(10):1277–1292.
- [74] Koster RW, Baubin MA, Bossaert LL, Caballero A, Cassan P, Castrén M, *et al.* Basismaßnahmen zur Wiederbelebung Erwachsener und Verwendung automatisierter externer Defibrillatoren - Sektion 2 der Leitlinien zur Reanimation 2010 des European Resuscitation Council. Notfall + Rettungsmedizin 2010;13(7):523–542.

- [75] Kouwenhoven WB, Jude JR, Knickerbocker GG. CLOSED-CHEST CARDIAC MASSAGE. JAMA 1960;173(10):1064–1067.
- [76] Kramer-Johansen J, Pytte M, Tomlinson AE, Sunde K, Dorph E, Svendsen JV, *et al.* Mechanical chest compressions with trapezoidal waveform improve haemodynamics during cardiac arrest. Resuscitation 2011; 82(2):213–218.
- [77] Kuschinsky W. Blut-Hirn-Schranke, Liquor cerebrospinalis, Hirndurchblutung und Hirnstoffwechsel. *In:* Klinker R, Pape HC, Krutz A, Silbernagl S. Physiologie. 6. Auflage, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart New York, 2010.
- [78] Lafuente-Lafuente C, Melero-Bascones M. Active chest compression-decompression for cardiopulmonary resuscitation. Cochrane Database Syst Rev 2013;(9):CD002751.
- [79] Lee HM, Cho KH, Choi YH, Yoon SY, Choi YH. Can you deliver accurate tidal volume by manual resuscitator? Emerg Med J 2008;25(10):632–634.
- [80] Lindner KH, Pfenninger EG, Lurie KG, Schurmann W, Lindner IM, Ahnefeld, Friedrich W. Effects of Active Compression-Decompression Resuscitation on Myocardial and Cerebral Blood Flow in Pigs. Circulation 1993;88:1254–1263.
- [81] Lurie KG, Coffeen P, Shultz J, McKnite S, Detloff B, Mulligan K. Improving active compression-decompression cardiopulmonary resuscitation with an inspiratory impedance valve. Circulation 1995;91(6):1629–1632.
- [82] Lurie KG, Lindo C, Chin J. CPR: The p stands for plumber. JAMA 1990; 264(13):1661.
- [83] Lurie KG, Mulligan KA, McKnite S, Detloff B, Lindstrom P, Lindner KH. Optimizing standard cardiopulmonary resuscitation with an inspiratory impedance threshold valve. Chest 1998;113(4):1084–1090.

- [84] Lurie KG, Yannopoulos D, McKnite SH, Herman ML, Idris AH, Nadkarni VM, *et al.* Comparison of a 10-breaths-per-minute versus a 2-breaths-per-minute strategy during cardiopulmonary resuscitation in a porcine model of cardiac arrest. *Respir Care* 2008;53(7):862–870.
- [85] Lurie KG, Zielinski T, McKnite S, Aufderheide T, Voelckel W. Use of an inspiratory impedance valve improves neurologically intact survival in a porcine model of ventricular fibrillation. *Circulation* 2002;105(1):124–129.
- [86] Maconochie IK, Bingham R, Eich C, López-Herce J, Rodríguez-Núñez A, Rajka T, *et al.* European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015 - Section 6. Paediatric life support. *Resuscitation* 2015;95:223–248.
- [87] Marjanovic N, Le Floch S, Jaffrelot M, L’Her E. Evaluation of manual and automatic manually triggered ventilation performance and ergonomics using a simulation model. *Respir Care* 2014;59(5):735–742.
- [88] Markstaller K, Karmrodt J, Doebrich M, Wolcke B, Gervais H, Weiler N, *et al.* Dynamic computed tomography: A novel technique to study lung aeration and atelectasis formation during experimental CPR. *Resuscitation* 2002;53(3):307–313.
- [89] Markstaller K, Rudolph A, Karmrodt J, Gervais HW, Goetz R, Becher A, *et al.* Effect of chest compressions only during experimental basic life support on alveolar collapse and recruitment. *Resuscitation* 2008;79(1):125–132.
- [90] Mauer D, Schneider T, Dick W, Elich D, Mauer M. Active compression-decompression resuscitation: a prospective, randomized study in a two-tiered EMS system with physicians in the field. *Resuscitation* 1996;33:125–134.
- [91] McInnes AD, Sutton RM, Orioles A, Nishisaki A, Niles D, Abella BS, *et al.* The first quantitative report of ventilation rate during in-hospital resuscitation of older children and adolescents. *Resuscitation* 2011; 82(8):1025–1029.

- [92] Mohler MJ, Wendel CS, Mosier J, Itty A, Fain M, Clark L, *et al.* Cardiocerebral resuscitation improves out-of-hospital survival in older adults. *J Am Geriatr Soc* 2011;59(5):822–826.
- [93] Monsieurs KG, Nolan JP, Bossaert LL, Greif R, Maconochie IK, Nikolaou NI, *et al.* European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015 - Section 1. Executive summary. *Resuscitation* 2015;95:1–80.
- [94] Monsieurs KG, Nolan JP, Bossaert LL, Greif R, Maconochie IK, Nikolaou NI, *et al.* Kurzdarstellung: Kapitel 1 der Leitlinien zur Reanimation 2015 des European Resuscitation Council. *Notfall + Rettungsmedizin* 2015;18(8):655–747.
- [95] Müßig B, Siebers C, Huppertz T, Kanz K. Qualität der initialen Reanimationsmaßnahmen am Phantom durch Rettungsassistenten und Rettungssanitäter. *Notfall + Rettungsmedizin* 2013;16(1):33–37.
- [96] Neukamm J, Gräsner JT, Schewe JC, Breil M, Bahr J, Heister U, *et al.* The impact of response time reliability on CPR incidence and resuscitation success: a benchmark study from the German Resuscitation. *Crit Care Med* 2011;282(15):R282.
- [97] No author listed. Cardiopulmonary resuscitation: Statement by the ad hoc committee on cardiopulmonary resuscitation of the division of medical sciences, national academy of sciences–national research council. *JAMA* 1966;198(4):372–379.
- [98] No author listed. Standards for cardiopulmonary resuscitation (CPR) and emergency medicine care (ECC). 3. Advanced Life Support. *JAMA* 1974; 227(18):852–860.
- [99] No author listed. Standards for cardiopulmonary resuscitation (CPR) and emergency medicine care (ECC). 3. Advanced Life Support. *JAMA* 1980; 244(5):453–509.

- [100] No author listed. Standards for cardiopulmonary resuscitation (CPR) and emergency medicine care (ECC). National Academy of Sciences - National Research Council. JAMA 1986;255(21):2905–2989.
- [101] Nolan J, Soar J, Zideman D, Biarent D, Bossaert L, Deakin C, *et al.* Kurzdarstellung - Sektion 1 der Leitlinien zur Reanimation 2010 des European Resuscitation Council. Notfall + Rettungsmedizin 2010;13(7):515–522.
- [102] Nolan JP, Hazinski MF, Aickin R, Bhanji F, Billi JE, Callaway CW, *et al.* Part 1: Executive summary 2015 International Consensus on Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care Science with Treatment Recommendations. Resuscitation 2015;95:e1–e31.
- [103] Nolan JP, Soar J. Airway techniques and ventilation strategies. Curr Opin Crit Care 2008;14:279–286.
- [104] Nolan JP, Soar J, Zideman DA, Biarent D, Bossaert LL, Deakin C, *et al.* European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010. Resuscitation 2010;81(10):1219–1451.
- [105] Nolan JP, Soar J, Zideman DA, Biarent D, Bossaert LL, Deakin C, *et al.* European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010. Resuscitation 2010;81(10):1219–1451.
- [106] Oczenski W. Atmen - Atemhilfen, Atemphysiologie und Beatmungstechnik. 9. Auflage, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart New York, 2012.
- [107] O'Neill JF, Deakin CD. Do we hyperventilate cardiac arrest patients? Resuscitation 2007;73(1):82–5.
- [108] Ordelman SCMA, Aelen P, Woerlee PH, van Berkomp PFJ, Scheffer GJ, Noordergraaf GJ. A ventilation technique for oxygenation and carbon dioxide elimination in CPR: Continuous insufflation of oxygen at three levels of pressure in a pig model. Resuscitation 2015;97:103–108.
- [109] Ornato JP. Measurement of ventilation during cardiopulmonary resuscitation. Crit Care Med 1983;11(2):79–82.

- [110] Pantazopoulos IN, Xanthos TT, Vlachos I, Troupis G, Kotsiomititis E, Johnson E, *et al.* Use of the impedance threshold device improves survival rate and neurological outcome in a swine model of asphyxial cardiac arrest. *Crit Care Med* 2012;40(3):861–868.
- [111] Park MAJ, Freebairn RC, Gomersall CD. Bench performance of ventilators during simulated paediatric ventilation. *Anaesth Intensive Care* 2013; 41(3):349–358.
- [112] Perkins GD, Handley AJ, Koster RW, Castrén M, Smyth MA, Olasveengen T, *et al.* European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015 - Section 2. Adult basic life support and automated external defibrillation. *Resuscitation* 2015;95:81–99.
- [113] Perkins GD, Lall R, Quinn T, Deakin CD, Cooke MW, Horton J, *et al.* Mechanical versus manual chest compression for out-of-hospital cardiac arrest (PARAMEDIC): a pragmatic, cluster randomised controlled trial. *Lancet* 2014;385:947–955.
- [114] Pietsch U, Lischke V, Knapp J. Mechanische Thoraxkompressionsgeräte in der Luftrettung. *Notfall + Rettungsmedizin* 2017;20(5):396–402.
- [115] Pirrallo RG, Aufderheide TP, Provo TA, Lurie KG. Effect of an inspiratory impedance threshold device on hemodynamics during conventional manual cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation* 2005;66(1):13–20.
- [116] Plaisance P, Lurie KG, Vicaut E, Adnet F, Petit JL, Epain D, *et al.* A comparison of standard cardiopulmonary resuscitation and active compression-decompression resuscitation for out-of-hospital cardiac arrest. French Active Compression-Decompression Cardiopulmonary Resuscitation Study Group. *N Engl J Med* 1999;341(8):569–575.
- [117] Redberg RF, Tucker KJ, Cohen TJ, Dutton JP, Callahan ML, Schiller NB. Physiology of blood flow during cardiopulmonary resuscitation. A transesophageal echocardiographic study. *Circulation* 1993;88(2):534–542.

- [118] Rubertsson S, Lindgren E, Smekal D, Östlund O, Silfverstolpe J, Lichtveld RA, *et al.* Mechanical Chest Compressions and Simultaneous Defibrillation vs Conventional Cardiopulmonary Resuscitation in Out-of-Hospital Cardiac Arrest. *JAMA* 2014;311(1):53–61.
- [119] Sandroni C, Ferro G, Santangelo S, Tortora F, Mistura L, Cavallaro F, *et al.* In-hospital cardiac arrest: Survival depends mainly on the effectiveness of the emergency response. *Resuscitation* 2004;62(3):291–297.
- [120] Schumann H. Rettungsdienst am Limit: Gesundheit von Einsatzkräften im Rettungsdienst (GERD[©]) - Ein Vergleich zwischen der Berufsfeuerwehr und den Hilfsorganisationen. Diplomica Verlag, Hamburg, 2012.
- [121] Schwab T, Callaham M, Madsen C, Utecht T. A randomized clinical trial of active compression-decompression CPR vs standard CPR in out-of-hospital cardiac arrest in two cities. *JAMA* 1995;273(16):1261–1268.
- [122] Shultz JJ, Coffeen P, Sweeney M, Detloff B, Kehler C, Pineda E, *et al.* Evaluation of standard and active compression-decompression CPR in an acute human model of ventricular fibrillation. *Circulation* 1994;89(2):684–693.
- [123] Shultz JJ, Mianulli MJ, Gisch TM, Coffeen PR, Haidet GC, Lurie KG. Comparison of exertion required to perform standard and active compression-decompression cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation* 1995;29(1):23–31.
- [124] Skogvoll E, Isern E, Sangolt GK, Gisvold SE. In-hospital cardiopulmonary resuscitation. 5 years' incidence and survival according to the Utstein template. *Acta Anaesthesiol Scand* 1999;43(2):177–184.
- [125] Smekal D, Johansson J, Huzevka T, Rubertsson S. A pilot study of mechanical chest compressions with the LUCAS device in cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation* 2011;82(6):702–706.
- [126] Soar J, Nolan JP. Airway management in cardiopulmonary resuscitation. *Curr Opin Crit Care* 2013;19(3):181–187.

- [127] Soar J, Nolan JP, Böttiger BW, Perkins GD, Lott C, Carli P, *et al.* European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015 - Section 3. Adult advanced life support. *Resuscitation* 2015;95:100–147.
- [128] Speer T, Dersch W, Kleine B, Neuhaus C, Kill C. Mechanical Ventilation During Resuscitation: How Manual Chest Compressions Affect a Ventilator’s Function. *Advances in Therapy* 2017;34(10):2333–2344.
- [129] Statistisches Bundesamt (Destatis). Gesundheit - Todesursachen in Deutschland 2015, Fachserie 12 Reihe 4. Wiesbaden, 2017. URL: https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Todesursachen/Todesursachen2120400157004.pdf?__blob=publicationFile. [aufgerufen am 28.09.2017, 16:26 Uhr].
- [130] Statistisches Bundesamt (Destatis) - GENESIS-Online. Gesundheitspersonal: Deutschland, Jahre, Einrichtungen, Geschlecht. Wiesbaden, 2015. URL: <https://www-genesis.destatis.de/genesis/online/link/tabelleErgebnis/23621-0001>. [aufgerufen am 28.09.2017, 11:20 Uhr].
- [131] Steen S, Liao Q, Pierre L, Paskevicius A, Sjöberg T. Continuous intratracheal insufflation of oxygen improves the efficacy of mechanical chest compression-active decompression CPR. *Resuscitation* 2004;62(2):219–227.
- [132] Stiell I, Brown S, Christenson J, Cheskes S, Nichol G, Powell J, *et al.* What is the role of chest compression depth during out-of-hospital cardiac arrest resuscitation? *Crit Care Med* 2012;40(4):1192–1198.
- [133] Stiell I, Hébert P, Wells G, Laupacis A, Vandemheen K, Dreyer J, *et al.* The ontario trial of active compression-decompression cardiopulmonary resuscitation for in-hospital and prehospital cardiac arrest. *JAMA* 1996; 275(18):1417–1423.
- [134] Sunde K, Wik L, Naess PA, Grund F, Nicolaysen G, Steen PA. Improved haemodynamics with increased compression-decompression rates during ACD-CPR in pigs. *Resuscitation* 1998;39(3):197–205.

- [135] Taylor J, Black S, J Brett S, Kirby K, Nolan JP, Reeves BC, *et al.* Design and implementation of the AIRWAYS-2 trial: A multi-centre cluster randomised controlled trial of the clinical and cost effectiveness of the i-gel supraglottic airway device versus tracheal intubation in the initial airway management of out of hospital cardiac arrest. *Resuscitation* 2016;109:25–32.
- [136] Theres H, Binkau J, Laule M, Heinze R, Hundertmark J, Blobner M, *et al.* Phase-related changes in right ventricular cardiac output under volume-controlled mechanical ventilation with positive end-expiratory pressure. *Crit Care Med* 1999;27(5):953–958.
- [137] Tømte Ø, Sjaastad I, Wik L, Kuzovlev A, Eriksen M, Norseng PA, *et al.* Discriminating the effect of accelerated compression from accelerated decompression during high-impulse CPR in a porcine model of cardiac arrest. *Resuscitation* 2010;81(4):488–492.
- [138] Tucker KJ, Galli F, Savitt MA, Kahsai D, Bresnahan L, Redberg RF. Active compression-decompression resuscitation: Effect on resuscitation success after in-hospital cardiac arrest. *J Am Coll Cardiol* 1994;24(1):201–209.
- [139] Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Marburg, Zentrum für Notfallmedizin. Jahresstatistik für das Deutsche Reanimationsregister: präklinische Datenerfassung, Rettungsdienstbereich Marburg-Biedenkopf, 2014 (*unveröffentlichte Daten*).
- [140] Wang CH, Huang CH, Chang WT, Tsai MS, Lu TC, Yu PH, *et al.* Association between early arterial blood gas tensions and neurological outcome in adult patients following in-hospital cardiac arrest. *Resuscitation* 2015;89:1–7.
- [141] Wang CH, Tsai MS, Chang WT, Huang CH, Ma MHM, Chen WJ, *et al.* Active Compression-Decompression Resuscitation and Impedance Threshold Device for Out-of-Hospital Cardiac Arrest. *Crit Care Med* 2015;43(4):889–896.

- [142] Wang HE, Prince D, Stephens SW, Herren H, Daya MR, Richmond N, *et al.* Design and Implementation of the Resuscitation Outcomes Consortium Pragmatic Airway Resuscitation Trial (PART). *Resuscitation* 2016;101:57–64.
- [143] WEINMANN Emergency Medical Technology GmbH + Co KG. Gebrauchsanweisung MEDUMAT Transport ab Software-Version 2.17. URL: https://www.weinmann-emergency.com/downloads/instructions_for_use/MEDUMAT_Transport/MEDUMAT_Transport_66000d_de.pdf. [aufgerufen am 28.09.2017, 16:32 Uhr].
- [144] Wik L, Naess PA, Ilebekk A, Nicolaysen G, Steen PA. Effects of various degrees of compression and active decompression on haemodynamics, end-tidal CO_2 and ventilation during cardiopulmonary resuscitation of pigs. *Resuscitation* 1996;31:45–57.
- [145] Wik L, Olsen JA, Persse D, Sterz F, Lozano M, Brouwer MA, *et al.* Manual vs. integrated automatic load-distributing band CPR with equal survival after out of hospital cardiac arrest. The randomized CIRC trial. *Resuscitation* 2014;85(6):741–748.
- [146] Winkler BE, Muellenbach RM, Wurmb T, Struck MF, Roewer N, Kranke P. Passive continuous positive airway pressure ventilation during cardiopulmonary resuscitation: a randomized cross-over manikin simulation study. *J Clin Monit Comput* 2017;31(1):93–101.
- [147] Wolcke B, Böhmer R, Gervais H. Erste Ergebnisse einer tierexperimentellen, randomisierten Untersuchung zur kardiopulmonalen Reanimation mit kontinuierlichem positivem Atemwegsdruck (CPAP). *Anästh Intensivmed* 2013;54:18.
- [148] Wyllie J, Bruinenberg J, Roehr CC, Rüdiger M, Trevisanuto D, Urlesberger B. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015 - Section 7. Resuscitation and support of transition of babies at birth. *Resuscitation* 2015;95:249–263.

- [149] Yang L, Weil MH, Noc M, Tang W, Turner T, Gazmuri RJ. Spontaneous gasping increases the ability to resuscitate during experimental cardiopulmonary resuscitation. *Crit Care Med* 1994;22(5):879–883.
- [150] Yannopoulos D, Aufderheide TP, Gabrielli A, Beiser DG, McKnite SH, Pirrallo RG, *et al.* Clinical and hemodynamic comparison of 15:2 and 30:2 compression-to-ventilation ratios for cardiopulmonary resuscitation. *Crit Care Med* 2006;34(5):1444–1449.
- [151] Yannopoulos D, Aufderheide TP, McKnite S, Kotsifas K, Charris R, Nadkarni V, *et al.* Hemodynamic and respiratory effects of negative tracheal pressure during CPR in pigs. *Resuscitation* 2006;69(3):487–494.
- [152] Yannopoulos D, Matsuura T, McKnite S, Goodman N, Idris A, Tang W, *et al.* No assisted ventilation cardiopulmonary resuscitation and 24-hour neurological outcomes in a porcine model of cardiac arrest. *Crit Care Med* 2010;38(1):254–260.
- [153] Yannopoulos D, Nadkarni VM, McKnite SH, Rao A, Kruger K, Metzger A, *et al.* Intrathoracic pressure regulator during continuous-chest-compression advanced cardiac resuscitation improves vital organ perfusion pressures in a porcine model of cardiac arrest. *Circulation* 2005;112(6):803–811.
- [154] Yannopoulos D, Sigurdsson G, McKnite SH, Benditt D, Lurie KG. Reducing ventilation frequency combined with an inspiratory impedance device improves CPR efficiency in swine model of cardiac arrest. *Resuscitation* 2004;61(1):75–82.
- [155] YayangNurEnida. All About Nurse. URL: <http://yayangnurenida.blogspot.de/2012/02/bantuan-hidup-dasar.html>. [aufgerufen am 28.09.2017, 11:18 Uhr].
- [156] Yoo IS, Ryu S. The Adequacy of a Conventional Mechanical Ventilator as a Ventilation Method during Cardiopulmonary Resuscitation: A Manikin Study. *JKCCM* 2015;29(4):89–94.

- [157] Ziegenfuß T. Notfallmedizin. 6. Auflage, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2014.
- [158] Zorab J. Henning Ruben - Anaesthetist who invented the Ruben valve and the Ambu self-inflating bag. Br Med J 2005;330:97.